

**Ausscheidungsurogramm  
mit Angiotomographie**

Darstellung der Nierenarterien im Rahmen  
des Ausscheidungsurogrammes.

Experimentelle Untersuchungen und Ergebnisse.

**Gerhard Binder**  
—

**1482**  
—





Digitized by the Internet Archive  
in 2026

[https://archive.org/details/IA41548326\\_0034](https://archive.org/details/IA41548326_0034)



Aus der Klinik und Poliklinik für Radiologie der  
Universität München

Zentrale Röntgenabteilung der Poliklinik.

Direktor: Prof.Dr.med. J. Lissner.

Ausscheidungsurogramm mit Angiotomographie.

Darstellung der Nierenarterien im Rahmen des Ausscheidungsurogrammes.

Experimentelle Untersuchungen und Ergebnisse.

Inaugural - Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Medizin  
an der Ludwig - Maximilians - Universität zu München.

Vorgelegt von

Gerhard Binder

aus

Neuhausen ob/Eck

1982

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof.Dr.med. K.W. Frey  
Mitberichterstatter: Prof.Dr.med. J. Lissner  
Dekan: Prof.Dr.med. W. Spann

Tag der mündlichen Prüfung: 3. August 1982



I. Einleitung

1. Die Bedeutung der Arbeit

2. Die Aufgaben der Arbeit

3. Die Methoden der Arbeit

4. Die Ergebnisse der Arbeit

5. Die Bedeutung der Arbeit

6. Die Aufgaben der Arbeit

7. Die Methoden der Arbeit

8. Die Ergebnisse der Arbeit

9. Die Bedeutung der Arbeit

10. Die Aufgaben der Arbeit

11. Die Methoden der Arbeit

12. Die Ergebnisse der Arbeit

13. Die Bedeutung der Arbeit

14. Die Aufgaben der Arbeit

15. Die Methoden der Arbeit

16. Die Ergebnisse der Arbeit

17. Die Bedeutung der Arbeit

18. Die Aufgaben der Arbeit

19. Die Methoden der Arbeit

20. Die Ergebnisse der Arbeit

21. Die Bedeutung der Arbeit

22. Die Aufgaben der Arbeit

23. Die Methoden der Arbeit

24. Die Ergebnisse der Arbeit

25. Die Bedeutung der Arbeit

26. Die Aufgaben der Arbeit

27. Die Methoden der Arbeit

28. Die Ergebnisse der Arbeit

29. Die Bedeutung der Arbeit

30. Die Aufgaben der Arbeit

31. Die Methoden der Arbeit

32. Die Ergebnisse der Arbeit

33. Die Bedeutung der Arbeit

34. Die Aufgaben der Arbeit

35. Die Methoden der Arbeit

36. Die Ergebnisse der Arbeit

37. Die Bedeutung der Arbeit

38. Die Aufgaben der Arbeit

39. Die Methoden der Arbeit

40. Die Ergebnisse der Arbeit

Meinen Eltern und meiner lieben Frau Anke gewidmet.

# INHALTSÜBERSICHT.

|                                                                 |       |    |
|-----------------------------------------------------------------|-------|----|
| I. Einleitung .....                                             | Seite | 1  |
| II. Literaturübersicht .....                                    |       | 4  |
| 1. Das Frühurogramm .....                                       |       | 4  |
| 2. Die indirekte Aortographie .....                             |       | 8  |
| 3. Bolustechnik beim AUG .....                                  |       | 9  |
| 4. Xero - Arteriographie .....                                  |       | 11 |
| 5. Angiotomographie .....                                       |       | 12 |
| III. Zielsetzung .....                                          |       | 14 |
| A. Experimenteller Teil                                         |       |    |
| A.1. Kontrastmittelkonzentration in den<br>Nierenarterien ..... |       | 16 |
| 1.1. Vorbemerkung .....                                         |       | 16 |
| 1.2. Fragestellung .....                                        |       | 17 |
| 1.3. Methodik .....                                             |       | 17 |
| 1.4. Ergebnisse .....                                           |       | 27 |
| 1.5. Diskussion und Schlußfolgerung ....                        |       | 29 |
| A.2. Verlauf der Nierenarterien .....                           |       | 31 |
| 2.1. Anatomische Vorbemerkungen .....                           |       | 31 |
| 2.2. Fragestellung .....                                        |       | 32 |
| 2.3. Methodik .....                                             |       | 32 |
| 2.4. Ergebnisse .....                                           |       | 34 |
| 2.5. Diskussion und Schlußfolgerung ....                        |       | 38 |
| A.3. Bestimmung der Kreislaufzeit .....                         |       | 41 |
| 3.1. Vorbemerkungen .....                                       |       | 41 |
| 3.2. Fragestellung .....                                        |       | 42 |
| 3.3. Methodik .....                                             |       | 42 |
| 3.4. Ergebnisse .....                                           |       | 44 |
| 3.5. Diskussion und Schlußfolgerung ....                        |       | 47 |

|                                              |     |
|----------------------------------------------|-----|
| A.4. Simultantomographie .....               | 51  |
| 4.1. Vorbemerkung .....                      | 51  |
| 4.2. Fragestellung .....                     | 54  |
| 4.3. Methodik .....                          | 54  |
| 4.4. Ergebnisse .....                        | 60  |
| 4.5. Diskussion und Schlußfolgerung ....     | 61  |
| <br>B.   K l i n i s c h e r   T e i l       |     |
| B.1. Nebenwirkungen der Bolusinjektion ..... | 64  |
| 1.1. Vorbemerkungen .....                    | 64  |
| 1.2. Fragestellung .....                     | 66  |
| 1.3. Methodik .....                          | 66  |
| 1.4. Ergebnisse .....                        | 67  |
| 1.5. Diskussion und Schlußfolgerung ....     | 71  |
| B.2. Klinische Ergebnisse der Methode .....  | 73  |
| 2.1. Vorbemerkung .....                      | 73  |
| 2.2. Fragestellung .....                     | 73  |
| 2.3. Methodik .....                          | 73  |
| 2.4. Ergebnisse .....                        | 76  |
| 2.5. Diskussion und Schlußfolgerung ....     | 88  |
| <br>IV.   Kostenvergleich .....              | 90  |
| <br>V.    Diskussion .....                   | 91  |
| <br>VI.   Zusammenfassung .....              | 98  |
| <br>VII.  Literaturnachweis .....            | 100 |
| <br>VIII. Danksagung .....                   | 109 |



## AUSSCHIEDUNGSUROGRAMM MIT ANGIOTOMOGRAPHIE .

Darstellung der Nierenarterien im Rahmen des Ausscheidungsurogrammes.

Experimentelle Untersuchungen und Ergebnisse.

### I. E I N L E I T U N G .

Das Ausscheidungsurogramm wurde im Jahre 1929 in die urologische Diagnostik von SWICK und v.LICHTENBERG - SWICK eingeführt (15).

Nach intravenöser Injektion des Kontrastmittels kommt es zunächst zu einer Vermischung desselben mit dem Plasma und einer Verteilung im Intra- und Extravasalraum. Nach etwa 10 Minuten p.i. wird das Äquilibrium erreicht. Nahezu alles Kontrastmittel wird glomerulär filtriert. Durch Reabsorption des Wasseranteils und der Kationen im infraglomerulären Abschnitt des Nephrons steigt die tubuläre Konzentration des Kontrastmittels um das 5 - 10 fache der Konzentration im Plasma an. Über Tubuli, Sammelrohre, Pyelon und Ureteren fließt das konzentrierte Kontrastmittel zur Blase ab (37).

Auf diese Weise werden deszendierend abgebildet: das Nierenparenchym (= Nephrogramm), das Nierenbecken - Kelchsystem (= Pyelogramm), abschnittsweise die Ureteren (Folge der Peristaltik) und die Blase (zystographische Phase).

Die Aussagen des Ausscheidungsurogrammes (AUG) beschränken sich somit im Wesentlichen auf die Morphologie der Nierenform, des Nierenbecken-Kelchsystems, der Ureteren und der Blase, weniger auf die Funktion der Nieren.

Demgegenüber ist die Aussagemöglichkeit über den prärenalen Abschnitt, d.h. über die Nierenarterien, gering, da sie nach langsamer i.v. - Injektion des Kontrastmittels nicht dargestellt sind. Lediglich indirekte Zeichen lassen Rückschlüsse auf das Verhalten der Durchblutung im Seitenvergleich beider Nieren erkennen. Folgende Hinweise können erhalten werden:

a. aus dem Standardurogramm

- seitendifferente Nierengröße (Größenminderung der rechten Niere um 2 cm und mehr, der linken Niere um 1,5 cm und mehr gegenüber der Gegenseite) (63).
- unterschiedliche Größe des Nierenbecken-Kelchsystems (Engstellung der stenosierten Seite).
- Impressionen an Nierenbecken und Ureteren durch Kollateralgefäße auf der stenosierten Seite.

b. aus dem Frühserienurogramm mit Spätaufnahmen

- seitendifferente Parenchymanreicherung (verminderte Parenchymdichte auf der stenosierten Seite).
- seitendifferente Kontrastmittelausscheidung (verzögerte Ausscheidung um eine Minute und mehr auf der stenosierten Seite, dargestellt auf Aufnahmen, die im Minutenabstand zwischen der ersten und fünften Minute angefertigt wurden).
- einseitig persistierende Kontrastmittelfüllung des Nierenbecken-Kelchsystems auf der stenosierten Seite (Spätaufnahmen).
- einseitige Hyperkonzentration des Kontrastmittels im Nierenbecken-Kelchsystem auf der stenosierten Seite (Spätaufnahmen).

Die direkte morphologische Darstellung der Nierenarterien nach intravenöser Kontrastmittelgabe ist nur nach dem Prinzip der indirekten Aortographie, wie sie von STEINBERG (60) beschrieben worden ist, möglich. Die Erweiterung des AUG durch die indirekte Aortographie zur direkten Darstellung der Nierenarterien ist als Routinemethode nicht eingeführt. Ziel dieser Arbeit ist es, im ersten Teil A. die indirekte Aortographie so zu modifizieren, daß eine direkte Darstellung der Nierenarterien im Rahmen des AUG routinemäßig möglich ist.

In einem zweiten Teil B. soll über die klinischen Ergebnisse der Methode berichtet werden.

## II. L I T E R A T U R Ü B E R S I C H T .

### 1. Das Fröhurogramm.

LINDBLOM hat 1953 die Technik des Fröhurogrammes zum ersten Male in seinem Referat "Modern Trend in Diagnostic Radiology" in London erwähnt. Mehrere Mitteilungen erfolgten später 1955/56 und in den 60-er Jahren (40). 1961 legt SIGGERS (58) eine ausführliche Arbeit über das Fröhurogramm vor.

Bei experimenteller akuter Stenosierung von Nierenarterien fand PEMSEL (45), daß das Ausscheidungsverhalten der Nieren im Fröhurogramm nicht parallel geht zur Änderung der Durchblutung. Seitengleiche Ausscheidung der Nieren ergab sich bei Verminderung der Flußwerte in der Nierenarterie bis zu 60 % der Ausgangswerte. Merkbliche Ausscheidungsverzögerungen oder auch fehlende Ausscheidung fand sich bei Reduzierung der Flußwerte in der Nierenarterie auf 60 bis 30 %. Die einseitige Ausscheidungsverzögerung tritt erst in der Nähe des "kritischen Verschlußdruckes" auf, bei dem die Ausscheidung sistiert.

#### a. Physiologie der Kontrastmittelausscheidung bei Nierenarterienstenosen.

Die seitendifferente Ausscheidung des Kontrastmittels hat folgende Ursache:

Durch die gedrosselte Durchblutung ist das Glomerulumfiltrat in der Zeiteinheit vermindert und der Primärharn fließt langsamer. Daraus ergeben sich verzögerte Kontrastdichte im Parenchym und verlangsamte Kontrastmittelausscheidung über die Harnkanälchen ins Pylon

und somit verlängerte Füllungspersistenz des Kontrastmittels (KM) im Hohlssystem. Dies ist jedoch nicht alleine Ursache der später in Erscheinung tretenden Hyperkonzentration des KM im Hohlraumssystem und der verspäteten Füllung des Ureters. Hierbei spielt auch die verstärkte Konzentrationsleistung der minderdurchbluteten Niere im sogenannten "Haarnadelgegenstromsystem" eine entscheidende Rolle. Da der Filtrationsdruck jenseits der Nierenarterienstenose reduziert und die Filtrationsrate vermindert ist, kann der intakte Tubulus vermehrt Wasser und Natrium rückresorbieren. Alle Substanzen, die auf rein glomerulärem Weg ausgeschieden werden, erscheinen auf der minderperfundierten Seite durch die vermehrte Wasserrückresorption konzentrierter als auf der gesunden Seite. Bei späteren Aufnahmen erklärt sich so die kontrastintensive Darstellung des Hohlsystems und die späte Ureterfüllung (64).

#### b. Methode.

Im Gegensatz zum konventionellen AUG wird das KM schnell intravenös injiziert ( ca. 30 - 60 Sekunden ).

1, 2, 3 und 5 Minuten p.i. bzw. 2, 3, 4, 5, 10 und 15 Minuten p.i. werden die Röntgenaufnahmen angefertigt (37 und 63).

Dies führt zu indirekten Hinweisen für eine Perfusionsstörung der Nieren wie Unterschiede in der Größe der Nieren oder der Hohlssysteme, in Parenchymfärbung oder KM - Dichte im Nierenbecken-Kelchsystem, differente Erscheinungszeit des KM im Hohlssystem oder einseitig persistierende Kontrastierung auf der Spätaufnahme und Ureterimpressionen (siehe dazu auch Kapitel I., Seite 2).

### c. Treffsicherheit.

Die Angaben über die Aussagefähigkeit des Frühurogrammes schwanken von Autor zu Autor recht stark.

VETTER (66) fand bei über 50 % der Patienten mit renovaskulärer Hypertonie im Frühurogramm einen positiven Befund. Allerdings wird die Aussagekraft insofern gemindert, als bei etwa 10 % der Patienten mit essentieller Hypertonie ebenfalls ein positiver Befund erhoben wurde. Bei einem beträchtlichen Teil der Hypertoniker mit einseitiger Nierenarterienstenose fiel das Frühurogramm falsch negativ aus (circa 40 %).

STOLLE (63) beschreibt eine Trefferquote von 58 % bei einseitig gesicherter Nierenarterienstenose und verweist auf Angaben in der Literatur zwischen 44 und über 80 %.

ARLERT verweist auf eine Trefferquote von 36 % (1), während BOOKSTEIN (8) 78 % angibt.

Nach BOOKSTEIN bewirkt die Festlegung der Größendifferenz der Nieren bei 1 cm und der differenten KM - Ausscheidung unter einer Minute mehr falsch positive Befunde (8).

### d. Ursachen für falsch negative und falsch positive Ergebnisse.

Da das Frühurogramm vor allen Dingen auf einem Seitenvergleich beruht, sind pathologische Befunde besonders bei einseitiger Nierenarterienstenose zu erwarten. Bei beidseitigen Stenosen kann eine Seitendifferenz dann erwartet werden, wenn eine Stenose hämodynamisch wirksamer ist als die andere. Die Nierengröße wird zudem erst nach einiger Zeit different und der Zeitabstand

von einer Minute zwischen den Aufnahmen ist ziemlich groß, so daß eine Seitendifferenz der KM - Ausscheidung eventuell gar nicht erfasst wird.

Das Frühurogramm erlaubt im eigentlichen Sinne keine Aussage über die Perfusion, sondern lediglich über die perfusionsabhängige Globalfunktion der Niere (63).

Tabelle 1. zeigt Ursachen für falsche Befunde beim Frühurogramm auf.

| Kriterium                             | Ursache für falsch negative Befunde                                                                               | Ursache für falsch positive Befunde              |
|---------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------|
| Seitendiff. Nierengröße               | kurze Dauer der Stenose, Anomalien                                                                                | z.n. Pyelonephritis, Hypoplasie, Anomalien       |
| unterschiedl. großes NBKS             | Formvariationen                                                                                                   |                                                  |
| Impressionen am NBKS                  | fehlende Kollateralen (v.a. bei Arteriosklerose)                                                                  | Gefäßimpressionen durch normale Nierengefäße     |
| Seitendiff. Nephrogramm               | Unterschiedliche Überlagerung durch Darmgase und Weichteile, nicht symmetrische Lage des Patienten (bei Skoliose) |                                                  |
| einseitige Hyperkonzentr.             | wie oben.                                                                                                         |                                                  |
| Seitendiff. Ausscheidung              | Dauer der diff. Ausscheidung zu kurz, wird nicht in 1 min erfasst.                                                | z.B. Ureter-obstruktion                          |
| Einseitig persistierende Ausscheidung | zeitlich nicht erfasst.                                                                                           | leichtere Ureter-abgangsstenosen, Obstruktionen. |

Tab. 1.: Ursachen für falsch negative und falsch positive Befunde beim Frühurogramm.

STOLLE (63) zeigte auch, daß der Grad der Stenosierung einer Nierenarterie nicht parallel geht zur Verzögerung der Ausscheidungsfunktion.

## 2. Die indirekte Aortographie.

BERNSTEIN (6), CUSMANO (10) und STEINBERG (60) beschreiben die Darstellung der Aorta abdominalis im Röntgenbild nach intravenöser Kontrastmittelgabe. Die verabreichte Menge des Kontrastmittels lag hierbei zwischen 50 ml bei BERNSTEIN und 100 ml bei CUSMANO und STEINBERG. Bei dem KM handelte es sich in allen Fällen um das Präparat Hypaque<sup>R</sup> mit 90 %iger Jodsalkonzentration.

Den Zeitpunkt der Passage des KM durch die Aorta abdominalis bestimmte BERNSTEIN mit der Radionuklidmethode mittels Jod 131, während STEINBERG die Zeitbestimmung mit Decholin<sup>R</sup> durchführte. CUSMANO schätzte die Zeitdauer von der Injektion des KM bis zur Ankunft in der Bauchaorta.

Alle drei Autoren bevorzugten als Aufnahmetechnik die Übersichtsaufnahme. BERNSTEIN und CUSMANO bedienten sich allerdings des Filmwechslers.

BERNSTEIN (6), der die Injektion des KM über einen liegenden Venenkatheter (z.B. in der Vena subclavia) mit einem Injektor durchführte, erwähnt die Möglichkeit der Erkennbarkeit der Nierenarterien im Röntgenbild zwar, jedoch wird Wert auf die Darstellung der Aorta abdominalis gelegt. Bei den zwölf durchgeführten Untersuchungen waren die Ergebnisse nicht zufriedenstellend; lediglich die Aorta und die Arteriae femorales waren regelmäßig sichtbar.

STEINBERG (60) injizierte das KM an beiden Armen gleich-

zeitig. Er berichtet über 52 Fälle, bei denen in jedem einzelnen Fall die Aorta abdominalis und die periphere arterielle Zirkulation zu sehen gewesen sei. Eine gezielte Auswertung bezüglich der Beurteilungsmöglichkeit der Nierenarterien ist nicht erfolgt.

CUSMANO (10) hingegen schreibt, daß die Auswertung von 60 Fällen hinsichtlich der Darstellung der Nierenarterien "besser als erwartet" ausgefallen sei. Näher wird das Ergebnis allerdings nicht aufgeschlüsselt. Die Kontrastmittelinjektion erfolgte maschinell an einem Arm.

Die oben erwähnten Autoren führten diese Untersuchung also lediglich zum Zwecke der abdominellen Gefäßdarstellung durch. Die Darstellung der Nierenarterien wird als möglich erachtet.

### 3. Bolustechnik beim AUG.

Nach der Einführung der Katheter - Angiographie wurde die indirekte Aortographie nach intravenöser Bolusinjektion des KM zur Darstellung der abdominellen Gefäße nur noch in Einzelfällen durchgeführt. Lediglich die sehr schnelle Injektion des KM (Bolusinjektion) ohne Gefäßdarstellung wird beim AUG vor allen Dingen noch wegen des deutlicheren nephrographischen Effektes durchgeführt (17).

Der Forderung verschiedener Untersucher nach einem möglichst hohen Kontrastmittelanangebot bei der intravenösen Urographie wird einerseits durch hohe Dosen des jodhaltigen KM (bis zu 1,5 ml pro kg Körpergewicht bei Jodkonzentrationen bis zu 90 %) entsprochen, andererseits durch rasche Injektion und damit hohem Flow des KM (11, 17, 18, 55, 68).

Großen Wert auf die nephrographische Phase des AUG legten DARDENNE (11) und SABLAYROLLES (53).

So rasch wie möglich injizierte DARDENNE (11) das 38 %ige KM manuell in eine Armvene. Die Zeit bis zur Ankunft des KM in den Nieren wurde von ihm geschätzt, dabei differenzierte er die Zeiten nach dem Lebensalter der Untersuchten. Als Aufnahmetechnik gelangte die Einzeltomographie zur Anwendung, vereinzelt wurde auch die Zonographie durchgeführt.

SABLAYROLLES (53) hat sich sehr ausführlich mit dem Nephrogramm nach der Bolusinjektion auseinandergesetzt, er beschreibt an die 1.600 Fälle. Das KM wurde an einem Arm mit einem Flow von 10 bis 15 ml pro Sekunde und in einer Dosis von 1 ml pro kg Körpergewicht manuell injiziert.

Zur Bestimmung der Kreislaufzeit verwendete SABLAYROLLES einerseits die Decholin<sup>R</sup> - Methode, andererseits bediente er sich der Schätzung. Die Röntgenaufnahmen wurden als Tomogramme angefertigt.

Andere Autoren wie BEEKMAN (4), CECILE (9), HARRIS (32), GILGENKRANTZ (28) und zum Teil auch DARDENNE (11) legen größeren Wert auf die Darstellung der Nierenarterien.

Während BEEKMAN (4) 50 ml eines 80 %igen KM in fünf bis sieben Sekunden an einem Arm manuell injiziert, verwendete CECILE (9) 1,5 ml pro kg Körpergewicht eines 38 %igen KM für die maschinelle Injektion an einem Arm. Der Flow des KM betrug 20 ml pro Sekunde.

HARRIS (32) applizierte 100 - 120 ml eines 90 %igen KM an beiden Armen manuell so rasch wie möglich.

Zur Bestimmung der Kreislaufzeit von der Injektionsstelle bis zu den Nierenarterien verwendete GILGENKRANTZ und HARRIS Decholin<sup>R</sup>, während BEEKMAN und DARDENNE schätzten und CECILE die Durchleuchtung benutzte.

Die zur Anwendung gelangten Aufnahmeverfahren reichten von der Übersichtsaufnahme bzw. dem Filmwechsler (BEEKMAN, CECILE, GILGENKRANTZ, HARRIS) bis hin zur Tomographie und zur Zonographie (BEEKMAN, CECILE, DARDENNE). Eine simultane Schichtaufnahme wurde nie erwähnt.

DARDENNE (11) beschreibt eine zuverlässige Darstellung der Nierenarterien mit der Einzeltomographie in 85 %. BEEKMAN (4) und CECILE (9) geben ähnliche Ergebnisse an. Über die Nebenwirkungen der Bolusinjektion finden sich unterschiedliche Angaben in der Literatur:

CECILE (9) führt bei 500 Bolusinjektionen bei 75 % der Patienten Kopfschmerz (cervico-occipital), bei 82 % Hitzegefühl und bei 3 % Frieren als unerwünschte Nebeneffekte auf. Ohne Zahlenangaben berichtet HARRIS bei 31 Untersuchten über ein flüchtiges Hitzegefühl, Venenthrombose ohne Phlebitis und bei zwei Patienten über Übelkeit bzw. Urtikaria. DARDENNE (11) hat die Bolustechnik bei 573 Patienten angewendet und davon klagten 48 (8,4 %) über Nebenwirkungen. Diese teilten sich auf in Übelkeit (31 %), Erbrechen (13 %), Kopfschmerz (23 %), Urtikaria (19 %), Hypotension nach klinischem Aspekt (6 %) und andere (8 %).

Die Nebenwirkungen im Zusammenhang mit der Bolusinjektion des KM werden im Rahmen dieser Arbeit in Kapitel B.1. (Seiten 64 ff.) analysiert.

#### 4. Xero - Arteriographie.

Für die Xero - Arteriographie der Extremitäten wendete

KRAMANN (39) ebenfalls die Bolusinjektion des KM an. Er injizierte 60 ml des 77 %igen KM in zehn Sekunden manuell in eine Kubitalvene bei 28 Patienten. Die Ankunftszeit des KM in den Extremitäten wurde geschätzt: Sieben Sekunden bei gesunden, jungen Patienten und bis zu 15 Sekunden bei älteren. Die Kontrastierung der Extremitätenarterien war bei allen Fällen für eine diagnostische Beurteilung ausreichend.

Bei der Xero - Radiographie erfahren elektrostatisch aufgeladene Selenplatten durch unterschiedliche Absorption der Röntgenstrahlen im Körper eine unterschiedliche Entladung. Dieses Ladungsbild wird durch ein ebenfalls elektrostatisch aufgeladenes Pulver, das je nach Ladungszustand der Selenplatte unterschiedlich stark von dieser angezogen wird, in ein sog. Pulverbild umgewandelt, und wird dann in ein kunststoffbeschichtetes Papier eingeschmolzen. Vorteil der Xero - Radiographie ist der größere Kontrast an der Grenze zwischen Geweben unterschiedlicher Absorption (41).

## 5. Angiotomographie.

Unter dem Begriff der Angiotomographie versteht man die schichtweise Abbildung von Gefäßen nach Kontrastmittelinjektion mit besonderen Röntgen - Schichtgeräten. Mit der Simultankassette mit fünf Filmen ist bei einer Belichtung die Darstellung von fünf untereinander liegenden Schichten möglich. Die ersten Untersuchungen dieser Art befassten sich besonders mit den Gefäßen der Lunge und mit der Aorta (43). Aber auch die Leber -, Nieren -, Milz -, und Pankreas -, die Duodenal - und Beckenarterien sind angiotomographisch untersucht worden (19). ROCCA und ROSADINI haben 1960 angiotomographische Untersuchungen der intrakraniellen Aneurysmen durchgeführt und veröffentlicht (48).

Insbesondere auf dem Gebiet der Neuroradiologie wurde die Angiotomographie weiterentwickelt. So entwickelte GREITZ mit Hilfe von FRIEDZELL (25) einen eigenen Wechsler, der an den Universalplanigraphen von Siemens angeschlossen wurde.

In Würzburg wurde 1969 ein angiotomographischer Arbeitsplatz mit zwei AOT - Wechslern und einem Diagnost - N - Gerät zusammengestellt, das zuerst mit einer einfachen Simultankassette, bestehend aus fünf Filmen, arbeitete.

NADJMI (43) hat später eine serienangiotomographische Kassette entwickelt.

### III. Z I E L S E T Z U N G.

Ziel dieser Arbeit soll sein, eine praktikable Methode zu erarbeiten, mit der es möglich ist, im Rahmen des normalen AUG die Nierenarterien mit ihrem Abgang von der Aorta bis zur intrarenalen Aufzweigung lückenlos darzustellen.

Damit die Methode praktikabel sein kann, müssen folgende Bedingungen erfüllt sein:

- a. sie soll beim ambulanten und stationären Patienten als eine Routineuntersuchung einsetzbar sein.
- b. sie soll das AUG in seinem gewohnten Ablauf nicht zu sehr verzögern.
- c. sie soll bei einfacher manueller Injektion des KM durchgeführt werden können.
- d. sie soll im Vergleich zum konventionellen AUG keine wesentlich höhere Strahlenbelastung für den Patienten mit sich bringen.
- e. sie soll keine unzumutbare Kostensteigerung des bisher praktizierten AUG bewirken.

Um die beste Aufnahmetechnik mit der geringsten Strahlenbelastung für den Patienten auswählen zu können, müssen folgende Basisfragestellungen bearbeitet werden:

- A.1. Wie hoch ist die Konzentration des KM in der Nierenarterie nach intravenöser Bolusinjektion und welches bildgebende Verfahren ist für die Methode geeignet?
- A.2. Wie verlaufen die Nierenarterien von ihrem Abgang von der Aorta bis zum Nierenhilus?

A.3. Welche Zeit verstreicht von der Injektion des KM in die Armvene bis zur Ankunft in den Nierenarterien? (Bestimmung der "Kreislaufzeit").

A.4. Wie muß die Simultantomographie im Einzelnen angefertigt sein?

## A.1. Kontrastmittelkonzentration in den Nierenarterien.

### 1.1. Vorbemerkung.

Wie in Abschnitt A.3.1. (Seite 41) dargestellt wird, erreicht die arterielle Kontrastmittelkonzentration im Plasma nach intravenöser Bolusinjektion je nach individueller Kreislaufzeit nach ca. 9 - 20 Sekunden einen einmaligen Höhepunkt.

Nach rascher Einbringung des KM in eine periphere Vene gelangt es zunächst in das rechte Herz und in den Lungenkreislauf. Dabei wird der Bolus entzerzt, da sich die Lungengefäße in ein feines Kapillarnetz aufzweigen. In den Lungenvenen sammelt sich das KM wieder, um vom linken Herzen in den großen Kreislauf und damit auch in die Nierenarterien gepumpt zu werden. In die Nierenarterien gelangen etwa 25 % des Herzzeitvolumens (26).

Für die röntgenologische Darstellung der Nierenarterien ist eine gewisse minimale Grenzkonzentration des KM notwendig. J. FREYSCHMIDT und K. RITTMAYER (23, 24) haben bei Phantomuntersuchungen mit Kathetern unterschiedlichen Kalibers im thorakolumbalen Spinalarterienbereich die Grenzkonzentrationen des KM ermittelt, bei denen die Katheter im Röntgenbild noch eindeutig von ihrer Umgebung zu differenzieren sind.

Für die Untersuchungen wurden zum einen Standardübersichtsaufnahmen im a.-p. Strahlengang, zum anderen Einzeltomogramme bei einem Schichtwinkel von  $20^{\circ}$  bei linearer Verwischung in Richtung der Längsachse der Katheter angefertigt.

Das Ergebnis dieser Untersuchung ist in Tabelle 2. wiedergegeben.

| Katheterlumen<br>( mm ) | Grenzkonzentration des KM bei<br>Übersicht (a.-p.)<br>( % ) | Tomographie (a.-p.)<br>( % ) |
|-------------------------|-------------------------------------------------------------|------------------------------|
| 0,25                    | --                                                          | 56                           |
| 0,5                     | 42                                                          | 21                           |
| 0,76                    | 28                                                          | 14                           |
| 1,14                    | 21                                                          | 14                           |

Tab.2.: Kontrastmittelkonzentrationen, bei denen Katheter verschiedenen Durchmessers noch eindeutig von der Umgebung zu differenzieren sind (modifiziert nach FREYSCHMIDT und RITTMAYER (23) ).

### 1.2. Fragestellung.

Welche Kontrastmittelkonzentration läßt sich nach der intravenösen Bolusinjektion des KM in den Nierenarterien erreichen?

Soll die Tomographie oder kann die Übersichtsaufnahme als bildgebendes Verfahren verwendet werden?

### 1.3. Methodik.

Zur Beantwortung der Fragestellung habe ich eine Methode angewendet, die folgendes Prinzip beinhaltet:

Die nach gemessener Kreislaufzeit angefertigten Angiotomogramme mit unbekannten KM-Konzentrationen in den Nierengefäßen sollen mit Phantomaufnahmen bei bekannten Kontrast-

mittelkonzentrationen verglichen werden.

Dabei wurde besonders darauf geachtet, daß die Phantom-aufnahmen mit derselben Belichtung aufgenommen wurden wie die Patientenaufnahmen. Das Phantom wurde hierfür so in ein 20 cm tiefes Wasserbad eingebracht, daß es etwa 10 cm über dem Buckytisch steht. Während das Wasserbad annähernd die Absorptions- und Streueigenschaften des menschlichen Körpers bezüglich der Röntgenstrahlen simulieren soll, symbolisieren Latexschläuche die Nierenarterien.

Für die Auswertung am Mikrodensitometer habe ich Patientenaufnahmen ausgesucht, deren Bilddurchmesser der Nierenarterien dem der Schläuche im Phantom entsprach.

Die Messungen habe ich bei 20 Patientenaufnahmen durchgeführt.

### 1.3.1. Kontrastmittel.

Als KM wurden folgende Präparate verwendet:

Telebrix 380<sup>R</sup> +: Trijodiert, enthält die 77 %ige Lösung des Meglumin- und Natriumsalzes der 5-Acetamido-N-(2-hydroxyäthyl)-2,4,6-trijodisophtalamssäure (Ioxitalaminsäure) im Verhältnis 2:1. Der Jodgehalt beträgt 380 mg/ml, die Viskosität bei 37°C 8,5 mPa.s, der pH 6,5 - 7,6.

Conray 70<sup>R</sup> +: Trijodiert, enthält die 77 %ige Lösung des Meglumin- und Natriumsalzes der 5-Acetamido-2,4,6-trijodisophtalsäuremethyleamid-(3) (Iotalaminsäure). Der Jodgehalt beträgt 410 mg/ml, die Viskosität bei 37°C 5,3 mPa.s, der pH 6,7 - 7,7.

---

+ Fa. Byk - Gulden, Konstanz.

### 1.3.2. Bolusinjektion.

Die Armvene wird mit einer Plastikkanüle (14G)<sup>+</sup> punktiert, die über einen Verbindungsschlauch<sup>++</sup> mit der Spritze<sup>+++</sup> verbunden wird.

Mit einer Blutdruckmanschette wird am Arm zunächst eine Ischämie erzeugt. Nach Senken des Manschettendrucks unter den systolischen Blutdruck entsteht eine reaktive Hyperämie. Die Manschette wird ruckartig gelöst und das auf Körpertemperatur vorgewärmte KM wird so rasch wie möglich manuell injiziert. Die Kontrastmitteldosis beträgt 1 ml pro kg Körpergewicht, maximal aber 60 ml. Die angegebene Spritze faßt diese Menge gerade noch. Die Injektionsdauer liegt bei diesem Vorgehen bei 3 bis 5 Sekunden.

### 1.3.3. Zeitbestimmung

Die Zeitbestimmung wird wie in Abschnitt 3.3.2.1. (Seite 43) beschrieben durchgeführt.

### 1.3.4. Phantom.

Das verwendete Phantom besteht aus einer rechteckigen Plexiglasplatte der Größe 20 x 14 cm, in die im Abstand von 5 mm parallele Drahteinlagen eingebracht worden sind. Scharnierartig ist diese Platte mit einer Standplatte verbunden, so daß sie in allen Winkeln zwischen 0 und 90° zur Horizontalen aufgestellt werden kann. Auf die Plexiglasplatte habe ich Schläuche mit dem Innendurchmesser von 5,0 mm aufgeklebt, bei denen ich mit Zwirn zirkuläre, keilförmige Stenosen und mit einem Plastikonus eine zirkuläre, bandförmige Stenose

---

<sup>+</sup> ABBOCATH-T 14 G, Fa. Abbott Laboratories, N. Chicago, USA.

<sup>++</sup> Pharmaseal, Fa. AHS International, Herstal, Belgien.

<sup>+++</sup> Original Perfusor-Spritze 50ml, B. Braun-Melsungen AG.

erzeugt habe. Die Latexschläuche habe ich mit KM (Conray 70<sup>R</sup>) gefüllt und abgeklemmt.

Die Abbildungen 1. und 2. zeigen das Phantom in verschiedenen Perspektiven.

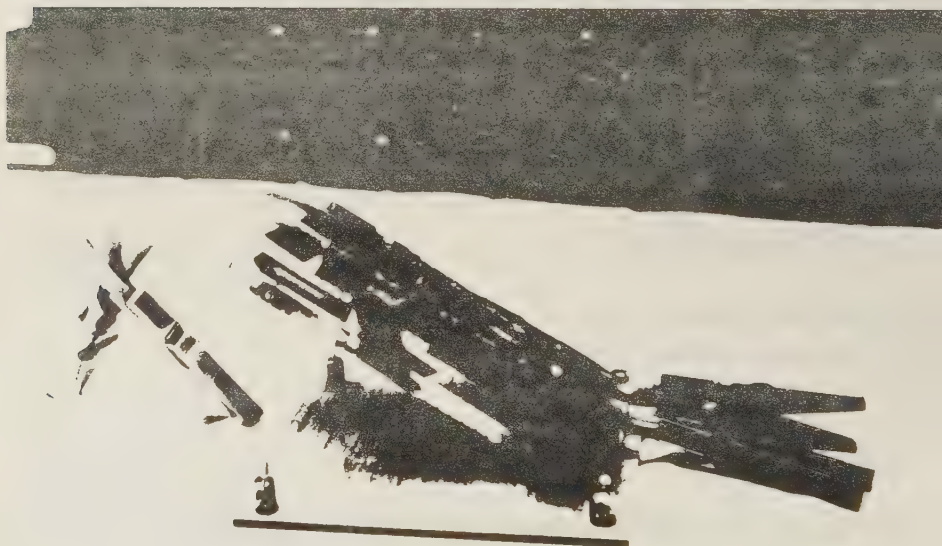


Abb.1.: Phantom in Seitenansicht.

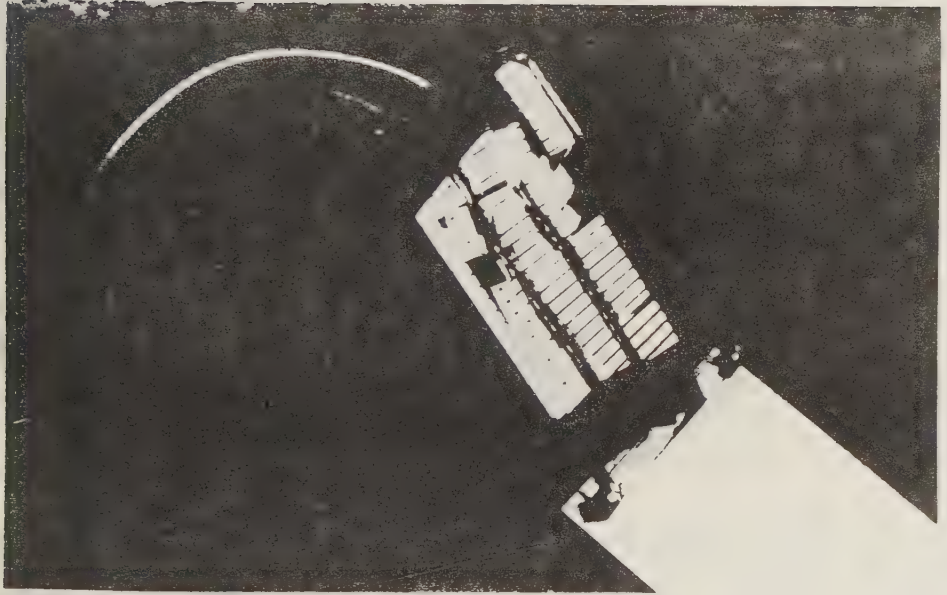


Abb. 2.: Phantom. Aufsicht auf die Unterseite der Plexi-  
glasplatte.

Die Abbildungen 3. und 4. zeigen das Phantom im Wasserbad, der Anstellwinkel gegen die Horizontale beträgt dabei  $35^{\circ}$ . Durch die Einstellung verschiedener Winkel am Phantom können verschiedene Neigungswinkel der Nierenarterien zur Filmebene simuliert werden.

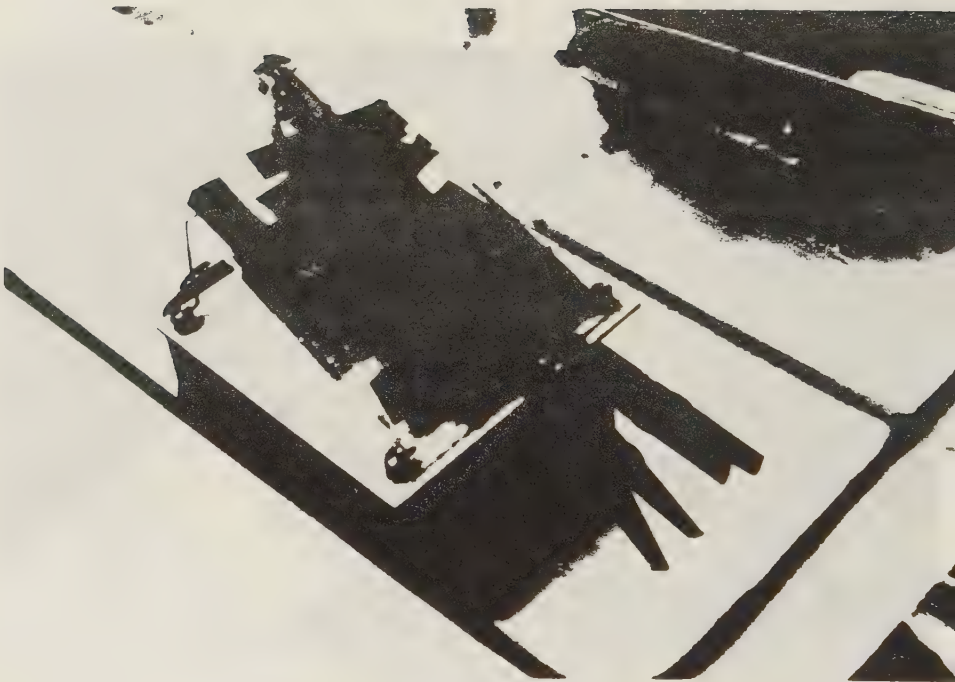


Abb. 3.: Phantom im Wasserbad. Aufsicht.



Abb. 4.: Phantom im Wasserbad. Ansicht von hinten.

#### 1.3.5. Mikrodensitometrie.

Vom oben erwähnten Phantom wurden Simultantomogramme zum Zweck der Erstellung einer Eichkurve bei Kontrastmittelkonzentrationen von 10,20,30,40,50,60,70,80,90 und 100Vol% Conray 70<sup>R</sup> angefertigt. Die Belichtung dabei war analog der bei den Nativaufnahmen, nämlich 80 kV und 200 mAs.

Mit einem Mikrodensitometer habe ich quer durch die Abbildungen der Schläuche gemessen, die mit KM gefüllt waren. Die Größe des Meßspaltes am Mikrodensitometer betrug 0,11 x 0,5 mm, die Vergrößerung war 10fach.

Mit Hilfe der Kalibrierung liest man von den Kurven die

Schwärzungswerte ab. Als Beispiel hierfür dient die Abbildung 5. Sie zeigt eine Meßkurve am Phantom mit Kalibrierung.

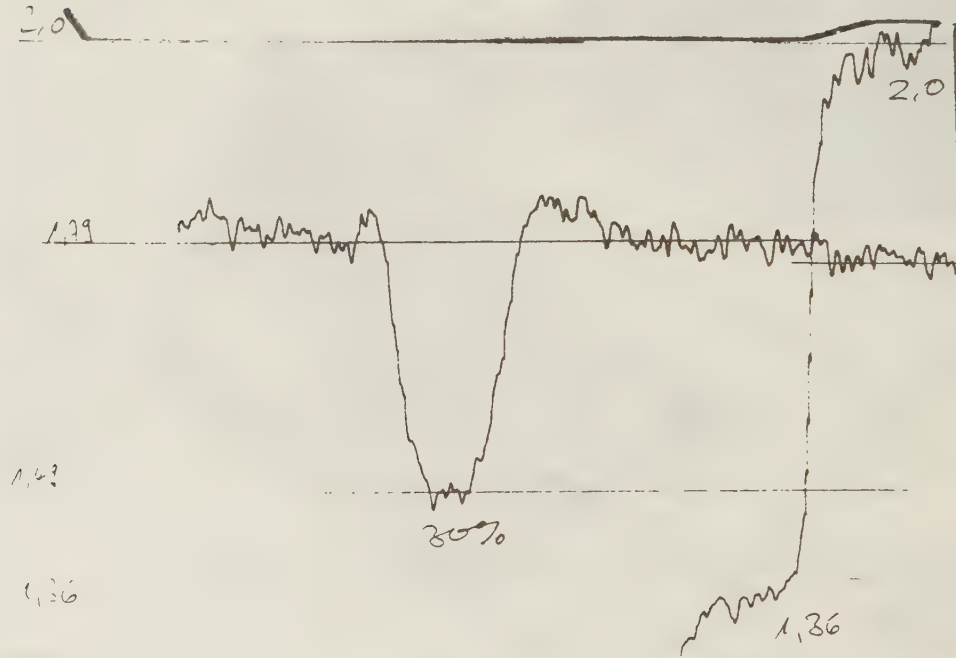


Abb. 5.: Meßkurve am Mikrodensitometer. Die Kontrastmittelkonzentration ist hier 30 Vol%.

Der numerisch niedrigere Wert ( $S_1$ ) entspricht der Schwärzung des Schlauchinhaltes, der höhere ( $S_2$ ) entspricht der Schwärzung der Umgebung.

Da die Schwärzungskurve nicht linear verläuft, müssen die abgelesenen Werte nach folgender Formel korrigiert werden.

Man erhält so die "relative Belichtung" (rel.Bel.):

a. für  $S < 0,9$

$$S = 0,02 \cdot (\text{rel.Bel}) + 0,06$$

$$\log \text{rel.Bel} = \log \frac{S - 0,06}{0,02}$$

Die Werte 0,02 und 0,06 sind Korrekturwerte für den nichtlinearen Bereich der Schwärzungskurve.

b. für  $S \geq 0,9$

$$S = \frac{1}{0,3} \cdot \log (\text{rel.Bel}) - 4,5$$

$$\log (\text{rel.Bel}) = 0,3 \cdot (S + 4,5).$$

Hierbei bedeutet  $S$  - Schwärzung

rel.Bel - relative Belichtung. +

Die Differenz zwischen  $\log (\text{rel.Bel})_1$  und  $\log (\text{rel.Bel})_2$  bezeichne ich als  $\Delta \log (\text{rel.Bel})$ .

Die Werte für  $\Delta \log (\text{rel.Bel})$  werden gegen die bekannten Kontrastmittelkonzentrationen  $c_{KM}$  in einem Koordinatenkreuz aufgetragen. Die gefundene Gerade stellt die Eichkurve dar für die Ermittlung der noch unbekannten  $c_{KM}$  der Nativaufnahme.

Die Eichkurve ist in Abbildung 6. dargestellt.

Der Umstand, daß die Eichkurve die Ordinate bereits beim Wert für  $\Delta \log (\text{rel.Bel})$  von 0,018 schneidet, läßt sich dadurch erklären, daß die Latexwand des Schlauches einen Schatten auf der Aufnahme ergibt, der zwar vom Auge nicht wahrgenommen wird, wohl aber vom Mikrodensitometer.

Die Werte der Messungen am Phantom sind in die Wertetafel im oberen Teil eingetragen (Tabelle 3. in Abschnitt 1.4.).

---

+ Die Berechnungen wurden entsprechend einer persönlichen Mitteilung von Herrn Dipl.-Phys. M. Schätzl, Klinikum Großhadern, durchgeführt.

Auf Nativaufnahmen identischer Belichtung habe ich eine Stelle an den Nierenarterien gesucht, deren Durchmesser etwa dem des Schlauches im Phantom entspricht. Nach obigem Verfahren habe ich  $\Delta \log (\text{rel. Bel})$  ermittelt. Die Injektionsdauer bei allen Nativaufnahmen für das KM betrug 5 Sekunden. Ein Beispiel für die Meßkurve einer Nativaufnahme zeigt Abbildung 7.

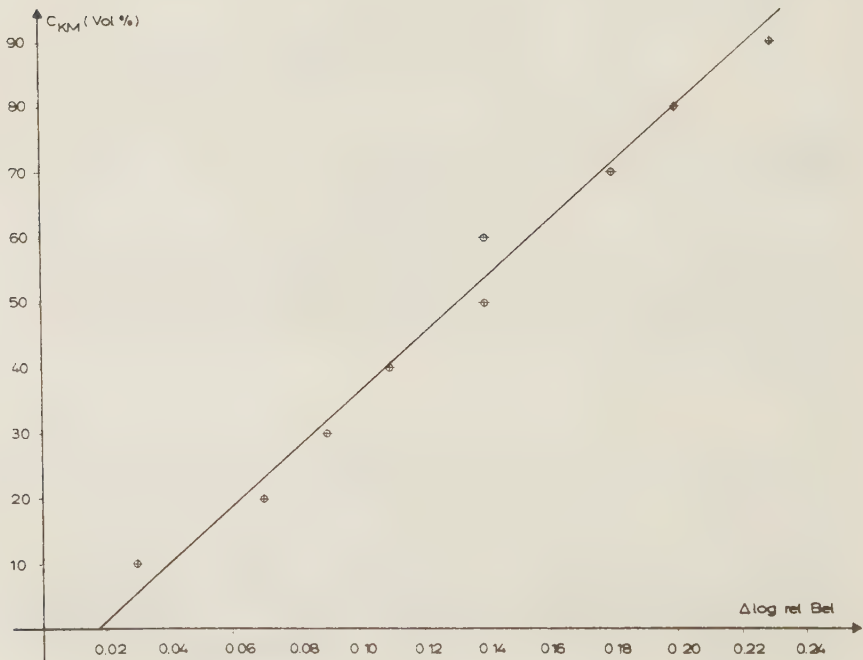


Abb. 6.: Eichkurve  $c_{KM}$  gegen  $\Delta \log (\text{rel. Bel.})$ .



Abb. 7.: Meßkurve am Mikrodensitometer bei zwei Nativ-  
tomogrammen.

Über die relativen Belichtungen aus den Patientenaufnahmen  
werden an der Eichkurve die Werte für  $c_{KM}$  abgelesen.

#### 1.4. Ergebnisse.

In Tabelle 3. sind die gefundenen Werte der Phantom- und  
der Patientenaufnahmen (I bis XX) zusammengestellt. Für  
die  $c_{KM}$  der Patientenaufnahmen ergibt sich demnach ein  
Mittelwert von:

$$c_{KM} = 24,1 \text{ Vol\%} \quad SD = 10,2.$$

| Kennung | $S_1$ | $S_2$ | log rel<br>Bel <sub>1</sub> | log rel<br>Bel <sub>2</sub> | $\Delta$ log<br>rel.Bel | $c_{KM}$<br>(Vol%) |
|---------|-------|-------|-----------------------------|-----------------------------|-------------------------|--------------------|
| 100     | 1,30  | 2,05  | 1,74                        | 1,97                        | 0,23                    | 100                |
| 90      | 1,30  | 2,05  | 1,74                        | 1,97                        | 0,23                    | 90                 |
| 80      | 1,04  | 1,69  | 1,66                        | 1,86                        | 0,20                    | 80                 |
| 70      | 1,10  | 1,68  | 1,68                        | 1,86                        | 0,18                    | 70                 |
| 60      | 1,45  | 1,93  | 1,79                        | 1,93                        | 0,14                    | 60                 |
| 50      | 1,47  | 1,93  | 1,79                        | 1,93                        | 0,14                    | 50                 |
| 40      | 1,40  | 1,76  | 1,77                        | 1,88                        | 0,11                    | 40                 |
| 30      | 1,49  | 1,79  | 1,80                        | 1,89                        | 0,09                    | 30                 |
| 20      | 1,53  | 1,77  | 1,81                        | 1,88                        | 0,07                    | 20                 |
| 10      | 1,65  | 1,77  | 1,85                        | 1,88                        | 0,03                    | 10                 |
| I       | 0,69  | 0,77  | 1,5                         | 1,55                        | 0,05                    | 14,5               |
| II      | 0,65  | 0,73  | 1,47                        | 1,53                        | 0,06                    | 18,5               |
| III     | 0,62  | 0,73  | 1,45                        | 1,53                        | 0,08                    | 27,5               |
| IV      | 0,90  | 1,09  | 1,62                        | 1,68                        | 0,06                    | 18,5               |
| V       | 0,87  | 1,09  | 1,61                        | 1,68                        | 0,07                    | 23                 |
| VI      | 0,71  | 0,87  | 1,51                        | 1,61                        | 0,10                    | 36                 |
| VII     | 0,68  | 0,76  | 1,49                        | 1,54                        | 0,05                    | 14,5               |
| VIII    | 0,68  | 0,78  | 1,49                        | 1,56                        | 0,07                    | 23                 |
| IX      | 0,87  | 0,98  | 1,61                        | 1,64                        | 0,03                    | 5,5                |
| X       | 0,55  | 0,68  | 1,39                        | 1,49                        | 0,10                    | 36                 |
| XI      | 0,69  | 0,81  | 1,5                         | 1,57                        | 0,07                    | 23                 |
| XII     | 0,73  | 0,86  | 1,53                        | 1,6                         | 0,07                    | 23                 |
| XIII    | 0,61  | 0,76  | 1,44                        | 1,54                        | 0,10                    | 36                 |
| XIV     | 0,67  | 0,78  | 1,48                        | 1,56                        | 0,08                    | 27,5               |
| XV      | 0,74  | 0,86  | 1,53                        | 1,60                        | 0,07                    | 23                 |
| XVI     | 0,53  | 0,7   | 1,37                        | 1,5                         | 0,13                    | 49,5               |
| XVII    | 0,52  | 0,6   | 1,36                        | 1,43                        | 0,07                    | 23                 |
| XVIII   | 0,68  | 0,77  | 1,49                        | 1,55                        | 0,06                    | 18,5               |
| XIX     | 0,88  | 0,99  | 1,61                        | 1,65                        | 0,04                    | 10                 |
| XX      | 0,67  | 0,81  | 1,48                        | 1,57                        | 0,09                    | 31,5               |

Tab. 3.: Wertetafel der Messungen am Mikrodensitometer.

Die ersten zehn Zeilen beziehen sich auf die  
Phantomaufnahmen, I-XX auf die Nativbilder.

### 1.5. Diskussion und Schlußfolgerung.

Die Gründe für die stark unterschiedlichen Konzentrationen des Kontrastmittels in den Nierenarterien sind zum einen durch individuelle Faktoren des Patienten, zum anderen auch durch methodische Gründe verursacht. Bei gleicher Injektionszeit und bei auf das Körpergewicht normierten Kontrastmittelmengen wird der KM - Bolus bei der Lungenpassage individuell auseinandergezogen und dem Blut in einem unbekannten Verhältnis beigemischt, bevor er die Nierenarterien erreicht. Bei exaktem Ansprechen der Sonde auf die Radioaktivität bei der Zeitbestimmung sind geringe Verzögerungen zwischen Festlegung der Schußzeit und tatsächlichem Auslösen der Aufnahme ebenfalls mögliche Ursachen.

Die Messung bezieht sich auf das Angiotomogramm nach unserer Zeitbestimmung, sie berücksichtigt also genau die Kontrastmittelkonzentration, die wir auf den Bildern zur Beurteilung von Nierenarterien vorfinden.

Andere Methoden, wie z.B. die blutige Messung der Kontrastmittelkonzentrationen, würden eine zusätzliche Untersuchung und Belastung der Patienten bedeuten.

Die ermittelte  $c_{KM}$  kann nur als eine annähernd genaue Aussage gewertet werden. Zum einen ist eine Phantomaufnahme nie völlig mit einer Nativaufnahme identisch, zum anderen lassen verschiedene Faktoren wie nichtlineare Schwärzungskurve, gemittelte Eichkurve, gemittelte Meßkurve am Densitometer, usw. nur eine annähernd genaue Bestimmung von  $c_{KM}$  zu.

Wie FREYSCHMIDT und RITTMAYER (23) festgestellt haben, liegt die Grenzkonzentration des KM für eine Tomographie unter der für Übersichtsaufnahmen (dazu siehe Abschnitt 1.1., Seite 16), so daß in Einzelfällen die  $c_{KM}$  für eine Übersichtsaufnahme

nicht mehr ausreicht, jedoch für ein Tomogramm noch genügend sein kann. Außerdem bietet die Tomographie den Vorteil, daß Überlagerungseffekte stark vermindert werden im Vergleich zur Übersichtsaufnahme.

Aus diesen Gründen ist die Tomographie das Aufnahmeverfahren der Wahl.

Analog Abschnitt 2.5. (Seite 38) ist als ideales Darstellungsverfahren die simultane Schichtaufnahme zu fordern.

## A.2. Verlauf der Nierenarterien.

### 2.1. Anatomische Vorbemerkungen.

Topographisch liegen die Nieren in Höhe des zwölften Brust- und des ersten bis dritten Lendenwirbelkörpers. Die rechte Niere steht in der Regel etwas tiefer als die linke.

Die Extremitates superiores nähern sich bis auf vier bis fünf Zentimeter, die Extremitates inferiores auf sechs bis neun. Nach dorsal liegt die Niere auf dem Musculus psoas major, dem M. quadratus lumborum, dem M. transversus abdominis, der Pars lumbalis des Zwerchfelles und dem Trigonum lumbocostale. Die Nierenhilf befinden sich in Höhe des ersten bis zweiten Lendenwirbelkörpers (67).

Die Topographie der Nieren im Transversalschnitt verdeutlicht das schematisierte Bild einer Computertomographie des Abdomens (Abbildung 8.).

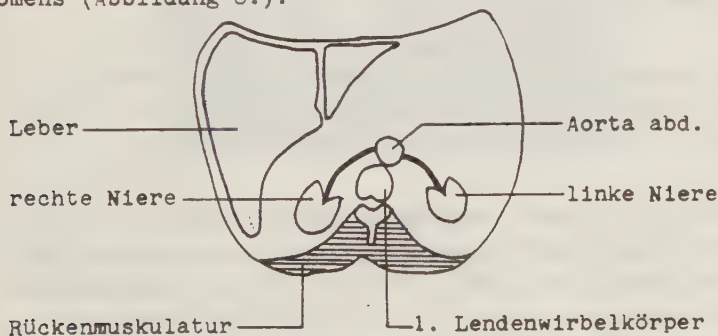


Abb. 8.: Schematisiertes Computertomogramm des Abdomens  
(Transversalschnitt) in Höhe des 1. LWK.

Die Nierenarterien entspringen etwa einen Zentimeter distal

der Arteria mesenterica superior seitlich aus der Aorta abdominalis (44), was der Höhe des ersten bis zweiten Lendenwirbelkörpers entspricht (67). Die rechte verläuft hinter der Vena cava inferior und dem Pankreaskopf, die linke hinter dem Pankreaskörper nach dorsal zur Niere.

Die Nierenarterien geben einen Ast zur Nebenniere, zur Nierenkapsel und zum Ureter ab. Beide werden ventral meistens von den Venae renales überdeckt. Sie sind bezüglich ihrer Form und Anzahl sehr variabel. Die definitive Arteria renalis ist eine der zahlreich angelegten Urnierenarterien, von denen auch noch mehrere erhalten sein können (67).

Konkrete Angaben über Länge und Durchmesser lassen sich der zitierten Literatur nicht entnehmen.

## 2.2. Fragestellung.

Um die Tomographie anwenden zu können (siehe Kapitel A.1.), muß der ungefähre Schichtbereich, d.h. der Abstand von der ersten bis zur untersten Schicht, ermittelt werden.

In diesem Kapitel soll besonders geklärt werden, wie weit in der Regel die Nierenarterien von der Aorta schräg nach dorsal zur Niere verlaufen, außerdem welchen Neigungswinkel die Nierenarterien zur Plattenebene beim auf dem Rücken liegenden Patienten bilden.

## 2.3. Methodik.

Zur Beurteilung des Neigungswinkels zur Filmebene beim auf dem Rücken liegenden Patienten und zur Beurteilung des Höhenunterschiedes zwischen der Mitte der Aorta und der Mitte der

Nierenhilf nach dorsal habe ich 100 Computertomogramme des Abdomens in Höhe der Nierenarterien geometrisch vermessen.<sup>+</sup>

Abbildung 9. zeigt ein Beispiel für ein Computertomogramm des Abdomens in entsprechender Höhe.

Im Bild wurden folgende Strecken ausgemessen:

- a. der Abstand Aortenmitte - Hilusmitte.
- b. der Abstand der Nierenhilf voneinander.
- c. die Länge des Lotes von der Aortenmitte auf die Verbindungslinie der Nierenhilf.

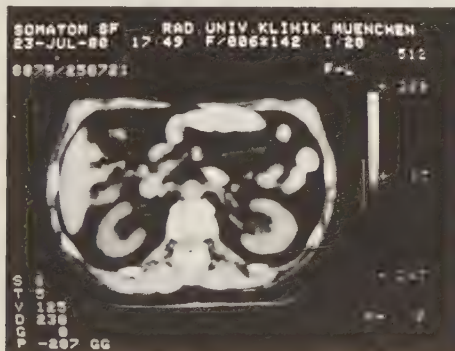


Abb. 9.: Computertomogramm des Abdomens. Bildbeispiel.

---

<sup>+</sup>An dieser Stelle danke ich Frau Dr. med.U.Scherer, Klinikum Großhadern, für die Bereitstellung der Computertomogramme zur Vermessung.

Aus den Strecken a. und c. läßt sich errechnen:

$$\sin \alpha = \frac{c}{a} \quad .$$

Damit ist der Neigungswinkel  $\alpha$  zur Frontalebene, die der Plattenebene bei der Röntgenaufnahme parallel gestellt ist, bekannt.

#### 2.4. Ergebnisse.

Die 100 ausgemessenen Computertomogramme wurden von Patienten im Alter von 17 bis 83 Jahren angefertigt, das Durchschnittsalter lag bei 50,7 Jahren, 55 Patienten waren älter als 50 Jahre, 45 Patienten waren jünger als 50 Jahre. 41 der 100 Untersuchten waren weiblichen, 59 männlichen Geschlechts.

Für die standardisierte Länge der Nierenarterien, das ist die geradlinige Entfernung des Nierenhilus von der Mitte der Aorta auf einer Schicht des Computertomogrammes (Strecke a.), ergaben sich Mittelwerte von

links: 61 mm, Standardabweichung 9,3.

rechts: 71 mm, Standardabweichung 11,3.

Die rechte Nierenarterie ist also im Mittel um einen Zentimeter länger als die linke.

Für das Lot von der Aortenmitte auf die Verbindungslinie der Nierenhilii (Strecke c.) erhielt ich den Mittelwert von

33,8 mm, Standardabweichung 8,6 ,

d.h. die Nieren befinden sich beim liegenden Menschen im Mittel 3,4 Zentimeter dorsal der Aortenmitte.

Die Abbildungen 10. und 11. geben die Ergebnisse der Messungen wieder.

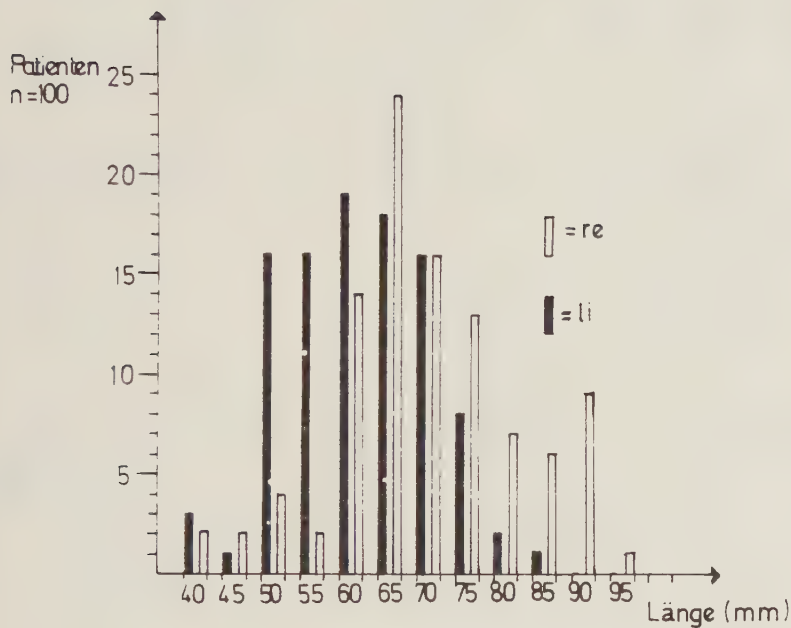


Abb. 10.: Standardisierte Länge der Nierenarterien links und rechts.

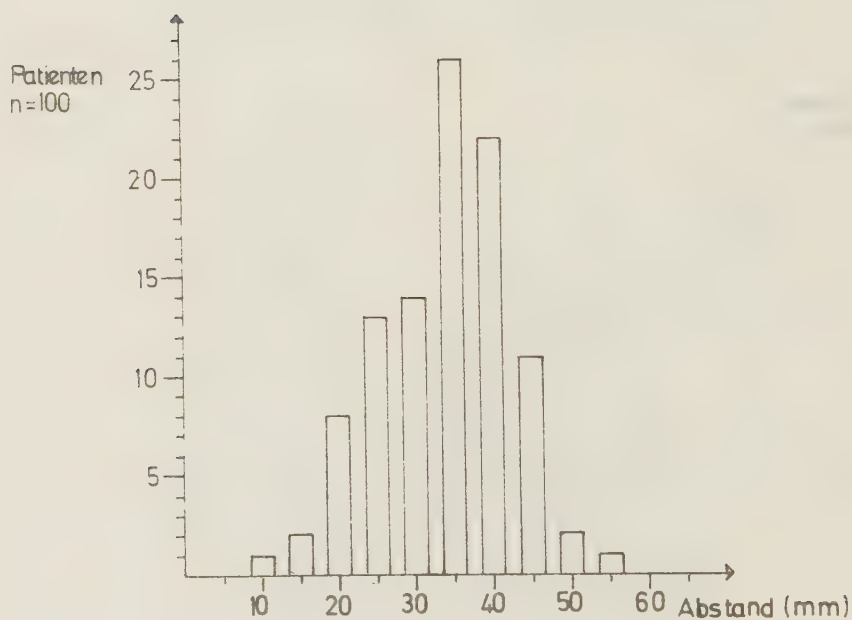


Abb. 11.: Abstand von der Aortenmitte zur Verbindungs-  
linie der Nierenhilf.

Für jedes einzelne Wertepaar wurde nun  $\sin\alpha$  errechnet und daraus der Neigungswinkel  $\alpha$  der Nierenarterie bestimmt.

Dabei fanden sich folgende Mittelwerte:

links:  $\alpha = 34,1^\circ$  , die Standardabweichung (SD) beträgt  
SD = 8,8 .

rechts:  $\alpha = 29,4^\circ$  ; SD = 6,6 .

Die Abbildungen 12. und 13. verdeutlichen diese Ergebnisse graphisch.

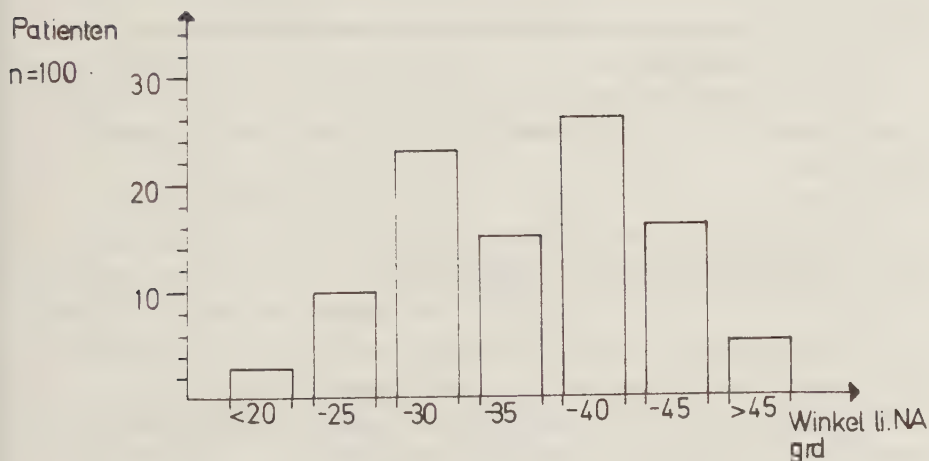


Abb. 12.: Neigungswinkel der linken Nierenarterie zur Plattenebene.

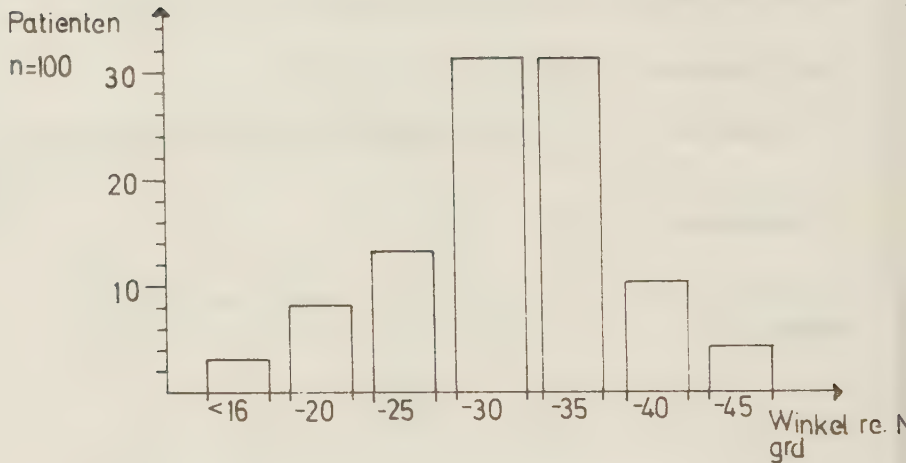


Abb. 13.: Neigungswinkel der rechten Nierenarterie zur Plattenebene.

Die Nierenhilf sind im Mittel 110,3 Millimeter voneinander entfernt.

## 2.5. Diskussion und Schlußfolgerung.

Zur Feststellung des Schichtumfanges beim liegenden Patienten eignet sich am besten die Computertomographie, da sie auf einfache Weise die Transversalschichten darstellen läßt, dazu beim liegenden und lebendigen Menschen.

Andere Methoden wie Messungen an der Leiche und wie die Transversaltomographie (62) sind zu aufwendig und geben nicht den wahren Sachverhalt wieder, im Falle der Transversaltomographie weil sie im Sitzen durchgeführt wird.

Wegen der hier bearbeiteten Fragestellung wurde bei keinem Patienten eine Computertomographie angefertigt, vielmehr wurden bereits vorhandene Computertomogramme ausgemessen, die aus verschiedenen Indikationen angefertigt worden waren. Ein Patientengut von 100 Untersuchten dürfte für diese Fragestellung genügen, darauf weist auch die Graphik hin, die annähernd einer Normalverteilung gleicht.

Auf dem Computertomogramm kann die Nierenarterie nicht direkt ausgemessen werden, sondern nur die theoretische, standardisierte Länge zwischen Aortenmitte und Nierenhilus. Während der Abstand zwischen der Aorta und der Ebene der Nierenhilii (Strecke c.) stimmt, ist der Neigungswinkel und die Länge der Nierenarterien nur annähernd richtig zu bestimmen. Der flachere Neigungswinkel und der längere Verlauf der rechten Nierenarterie läßt sich aus dem besonderen Verlauf bei Linkslage der Aorta erklären: Die rechte Nierenarterie verläuft zunächst in einem Bogen um die Wirbelsäule, um anschließend direkt schräg nach dorsal zu ziehen. Die linke dagegen verläuft direkt vom Abgang von der Aorta zum Nierenhilus.

In Wirklichkeit sind die Nierenarterien eventuell länger als die standardisierte Länge, was durch geschlängelten Verlauf zu erklären ist. Auch können die Nierenarterien kurze Strecken in steilerem, andere Strecken in flacherem Neigungswinkel verlaufen.

Der Schichtumfang, der der ermittelten Strecke c. entsprechen muß, beträgt 3 - 4 Zentimeter. Da das KM innerhalb von Sekunden die Nierenarterien durchfließt, sind mehrere Einzelschichtaufnahmen hintereinander mit begrenztem Schichtumfang nicht zweckmäßig. Eine Simultantomographie ist zu fordern (dazu siehe Kapitel A.4.).

In Frage käme nur noch eine Übersichtsaufnahme. Sie scheidet

jedoch wegen Überlagerungen und wegen zu hohen Grenzkonzentrationen des KM aus (siehe Kapitel A.1.).

Welche Auswirkungen der Neigungswinkel der Nierenarterien von ca.  $30^{\circ}$  auf die Darstellung der eventuellen Stenosen hat, wird in Kapitel A.4. erörtert werden.

### A.3. Bestimmung der Kreislaufzeit.

#### 3.1. Vorbemerkungen.

Bei der Bolusinjektion wird das auf Körpertemperatur vorgewärmte KM durch eine liegende Plastikkanüle (14 G) so rasch wie möglich injiziert. Die Injektionsdauer beträgt bei 60 ml oder 1 ml pro kg Körpergewicht 3 bis 5 Sekunden, was einem Kontrastmittelflow von 12 bis 20 ml pro Sekunde entspricht.

Etwa 15 Sekunden nach der Injektion erreicht die arterielle Kontrastmittelkonzentration im Plasma für wenige Sekunden einen Höhepunkt, der danach nie wieder erreicht wird (53). Dazu siehe Abbildung 14.

Die Darstellung der Nierenarterien gelingt nur in dieser kurzen Zeitspanne. Wenn die Nierenarterien mit einer Belichtung erfaßt werden sollen - im Gegensatz zur Filmserie - so ist eine Zeitbestimmung unerlässlich.

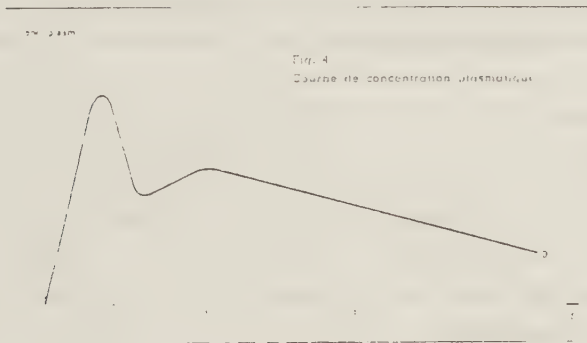


Abb. 14.: Kurve der Kontrastmittelkonzentration im Plasma nach Bolusinjektion. Nach SABLAYROLLES und JOFFRE (53).

Zur Zeitbestimmung haben wir zwei Methoden gewählt:

- a. Die Radioisotopenmethode wie sie bereits von STEINBERG (60) erwähnt wird. Mit dem Kontrastmittel wird eine radioaktive Substanz verabreicht. Die Ankunft der Aktivität im arteriellen Kreislauf wird mit einer Sonde registriert. Diese Methode ist genau, direkt und aufwendig.
- b. Die Decholin-Methode, wie sie in der Kardiologie zur Bestimmung der Kreislaufzeit benutzt wird (51).  
Intravenös appliziertes Decholin verursacht einen bitteren Zungengeschmack. Die Zeit bis zum Erscheinen des Geschmacks wird mit der Zeit bis zum Erscheinen im großen arteriellen Kreislauf korreliert.  
Die Messung mit Decholin ist leicht anzuwenden, nicht aufwendig und indirekt.

### 3.2. Fragestellung.

Wie groß ist die Kreislaufzeit des KM vom Zeitpunkt der Injektion bis zur Ankunft in den Nierenarterien?  
Ist diese Kreislaufzeit bei allen Menschen gleich?  
Korrelieren beide o.a. Methoden zur Zeitbestimmung?  
Korreliert die Kreislaufzeit mit dem Lebensalter?

### 3.3. Methodik.

#### 3.3.1. Decholin<sup>R</sup> - Methode.

Die Bolusinjektion wird wie in Abschnitt A.1.3.2. (Seite 19) beschrieben durchgeführt.

5 ml Decholin<sup>R+</sup> enthalten 1g Natriumdehydrocholat in wässriger Lösung. STEINBERG (60), HARRIS (32), WITTEN (69) und

---

<sup>+</sup>Fa.Cassella - Riedel Pharma GmbH, Frankfurt.

SABLAYROLLES (53) benutzen das die Leberdurchblutung und Gallesekretion steigernde Medikament zur Bestimmung der Kreislaufzeit, auch in der Kardiologie findet die Methode Anwendung (51).

Allerdings legen alle Untersucher mehr Wert auf die Darstellung des Nierenparenchyms, so daß eine eventuelle Ungenauigkeit der Zeitbestimmung tragbar oder unwesentlich sein wird. Vor der eigentlichen Kontrastmittelinjektion wurden bei 160 Patienten 3 ml Decholin<sup>R</sup> injiziert. Die Zeit bis zum Auftreten des bitteren Zungengeschmackes wurde mit der Stoppuhr gemessen.

Bei 75 der 160 Patienten wurde zusätzlich die Kreislaufzeit nach der Radioisotopenmethode (siehe Abschnitt 3.3.2.1.) bestimmt. Die Werte wurden miteinander verglichen.

### 3.3.2. Radioisotopenmethode.

#### 3.3.2.1. Sonde über der Aorta abdominalis.

Dem KM wird unmittelbar vor der Untersuchung 0,2 bis 0,3 mCi <sup>99m</sup>Tc-Technetium beigegeben. Die Sonde für die Registrierung der Radioaktivität steht so über Bifurcatio aortae, daß sie einerseits auf dem Röntgenbild nicht zu sehen sein wird und andererseits die Aktivität in den dorsalen Lungensinus bei der Passage des Nulids durch die Lunge nicht erfaßt wird. Der Vorgang der Zeitbestimmung ist also mit der eigentlichen Kontrastmitteluntersuchung gekoppelt. Abbildung 15. zeigt ein Beispiel einer so ermittelten Zeit - Aktivitätskurve.

#### 3.3.2.2. Sonde über der Arteria carotis communis.

Das Radioisotop wird wie oben dem KM beigegeben. Über der

A. carotis communis registriert die Sonde die ankommende Aktivität. Ausgehend von der Vorstellung, daß die Kreislaufzeit von der Armvene zur A. carotis etwa der von der Armvene zur Nierenarterie entspricht, wird beim Ausschlag der Sonde die Aufnahme exponiert.

Bei den obigen Untersuchungen gilt die Kreislaufzeit dann als richtig bestimmt, wenn die Aorta im Tomogramm, welches zur ermittelten Zeit aufgenommen worden ist, mindestens in halber Länge kontrastiert erscheint.

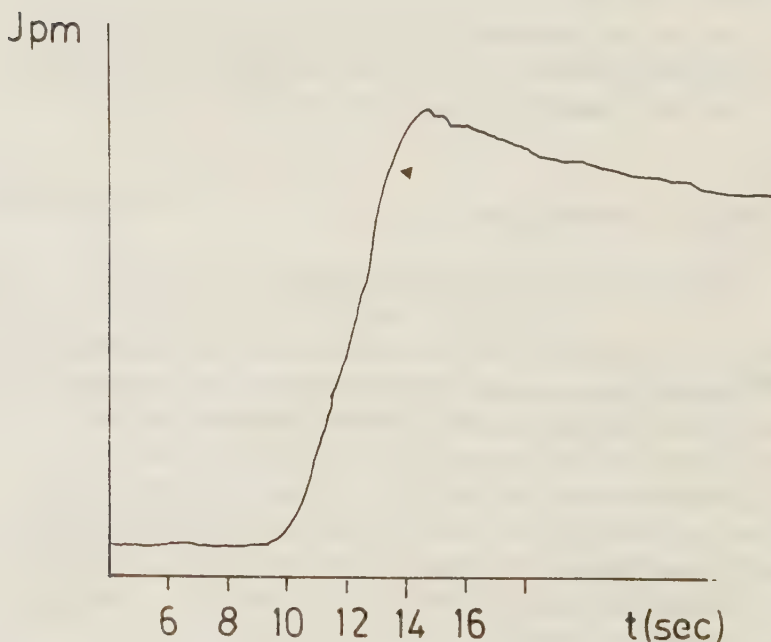


Abb. 15.: Zeit-Aktivitätskurve bei der Zeitermittlung nach der Radioisotopenmethode über der Aorta abdominalis (3.3.2.1.). Auslösung der Aufnahme bei ◄ .

### 3.4. Ergebnisse.

#### 3.4.1. Radioisotopenmethode, Sonde über der Aorta (3.3.2.1.).

Die Radioisotopenmethode, Sonde über der Aorta, erbrachte bei 180 Patienten in 180 Fällen ein richtiges Ergebnis, d.h. die Treffsicherheit beträgt 100 %. Die ermittelten Kreislaufzeiten liegen zwischen 9 und 22 s, wie in Abbildung 16. dargestellt ist.

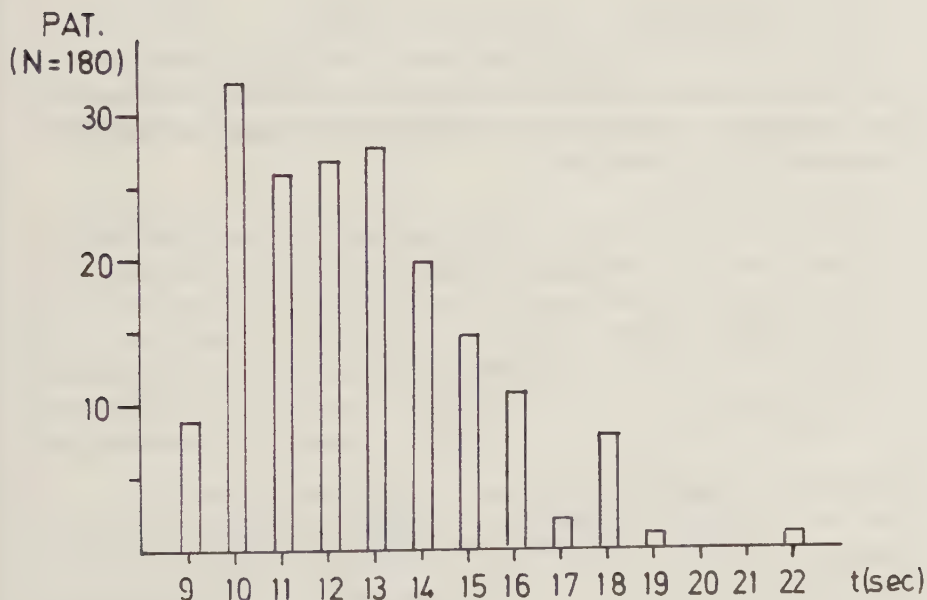


Abb. 16.: Kreislaufzeit Armvene - Aorta abdominalis bei 180 Patienten. Radioisotopenmethode nach Abschnitt 3.3.2.1.

### 3.4.2. Korrelation der Kreislaufzeit mit dem Alter.

Der jüngste der 180 Patienten war 18 Jahre alt, der älteste 82 Jahre. 48 Patienten waren in der Altersgruppe unter 40 Jahren, 85 zwischen 40 und 60 Jahre und 47 älter als 60 Jahre alt. Die Kreislaufzeit lag meistens zwischen 10 und 15 s.

Der Korrelationskoeffizient zwischen Alter der Patienten und der Kreislaufzeit beträgt  $r = 0,3641$ , d.h. es liegt eine nicht signifikante lineare Abhängigkeit vor.

### 3.4.3. Radioisotopen - und Decholin - Methode.

Bei 75 Patienten wurde nacheinander die Kreislaufzeit nach der Decholin - Methode (3.3.1.) und nach der Radioisotopenmethode (3.3.2.) bestimmt.

Als mittlere Kreislaufzeiten ergaben sich für die Bestimmung mit der Decholin - Methode ( $t_D$ ) und mit der Radioisotopenmethode ( $t_{NM}$ ) folgende Werte:

$$\begin{array}{ll} t_D = 13,3 \text{ s} & SD = 2,8 \\ t_{NM} = 12,1 \text{ s} & SD = 2,5 \end{array} .$$

Während mit der Decholin-Methode ein Mittelwert von 13,3 Sekunden ermittelt werden konnte, lag er bei der Radioisotopenuntersuchung bei nur 12,1 s. Der Korrelationskoeffizient von  $t_D$  zu  $t_{NM}$  beträgt 0,92, das bedeutet, daß  $t_D$  nahezu ideal linear mit  $t_{NM}$  korreliert.

Von der jeweiligen  $t_D$  müßte allerdings etwa eine Sekunde abgezogen werden, um die tatsächliche Kreislaufzeit wie sie mit Radioisotopen gefunden wurde, zu erhalten.

Nachdem aufgefallen war, daß die Differenz zwischen  $t_D$  und  $t_{NM}$  um so größer war, je länger die Kreislaufzeit war, habe

ich drei Gruppen gebildet:

- a.  $t_{NM} \leq 10,5 \text{ s}$  (n = 25)
- b.  $t_{NM} = 11-13 \text{ s}$  (n = 24)
- c.  $t_{NM} \geq 14 \text{ s}$  (n = 26) .

Für diese drei Gruppen habe ich die Differenz  $t_D - t_{NM} = D$  getrennt berechnet. Der Mittelwert für D beträgt in Gruppe

- a. 0,94 s
- b. 1,10 s
- c. 1,32 s .

Für den Abzug von  $t_D$  müßte also ein Wert von 1 - 2 Sekunden angegeben werden. Bei den 85 Patienten in Tabelle 4. wurde die Kreislaufzeit auf diese Weise festgelegt.

#### 3.4.4. Decholin - Methode.

Bei 85 Patienten wurde die Kreislaufzeit alleine nach der Decholin - Methode ermittelt. Der entsprechende Abzug gemäß Abschnitt 3.4.3. wurde dabei entsprechend berücksichtigt. Bei 74 der 85 Probanden war die Zeitbestimmung richtig, die Trefferquote liegt damit bei 87 %.

#### 3.4.5. Radioisotopenmethode, Sonde über der A. carotis.

Bei 31 Patienten wurde nach der Gabe des Nuklids die Aktivität mit einer Sonde über der Arteria carotis erfaßt. Bei 22 Patienten konnte so die Zeit richtig ermittelt werden, die Trefferquote liegt bei 71 %. Ein direkter Vergleich mit der Radioisotopenmethode bei Platzierung der Sonde über der Aorta abdominalis war nicht möglich, da für die Untersuchungen nur eine Sonde zur Verfügung stand.

### 3.5. Diskussion und Schlußfolgerung.

Die Angaben in der Literatur über die Kreislaufzeiten schwanken. So gibt THURN (65) dafür 9 - 12 Sekunden an, während DARDENNE (11) nach Alter modifizierte Werte angibt, die zwischen 9 und 16 Sekunden schwanken. RUTISHAUSER (51) nennt Zeiten zwischen 10 und 18 Sekunden.

Da diese Werte sehr unterschiedlich und uneinheitlich sind, können sie für diese Untersuchung nicht übernommen werden. Für unseren Zweck ist die genaue Erfassung notwendig, da angenommen werden kann, daß bei einer Injektionszeit von drei Sekunden der Kontrastmittelbolus in der Aorta nicht wesentlich länger sein wird. Über die konkrete Form des Bolus ist nichts bekannt.

Eine Übersicht über die Zuverlässigkeit der im folgenden diskutierten Methoden vermittelt Tabelle 4.

| Methode                                         | Patienten<br>(100 %) | Zeit richtig<br>ermittelt | Treffer-<br>quote<br>( % ) |
|-------------------------------------------------|----------------------|---------------------------|----------------------------|
| Decholin <sup>R</sup> (3.3.1.)                  | 85                   | 74                        | 87                         |
| Radioisotopen<br>-über A. carotis<br>(3.3.2.2.) | 31                   | 22                        | 71                         |
| -über Aorta<br>(3.3.2.1.)                       | 180                  | 180                       | 100                        |

Tab. 4.: Ermittlung der Kreislaufzeit mit verschiedenen Methoden an 296 Patienten. Trefferquote der einzelnen Methoden.

Gründe für die unterschiedliche Kreislaufzeit sind Arteriosklerose, unterschiedliche psychische Ausgangslage mit ver-

schiedenen Auswirkungen auf die Kreislaufsituation, hyperkinetisches Herzsyndrom und Herzinsuffizienz.

Nach unseren Untersuchungen ist eine Korrelation der Kreislaufzeit zum Lebensalter des Patienten nicht gegeben, so daß ein Schema mit Korrektur nach Alter nicht sinnvoll sein kann.

### 3.5.1. Radioisotopenmethode, Sonde über der Aorta.

Die Nachteile dieser Methode sind in der Strahlenbelastung der Patienten und in der Tatsache zu sehen, daß die Zeitbestimmung relativ aufwendig ist.

In der Zukunft werden eventuell kleinere Sonden für die Platzierung auf dem Bauch zur Verfügung stehen, die mit dem Schalttisch der Röntgenanlage gekoppelt sein könnten. Eine Wiederholung der Zeitbestimmung mit Isotopen ist ungünstig, da sie nur mit sehr hohen Dosen an Aktivität möglich ist. Der Vorteil des Verfahrens ist die exakte Messung, die durch die direkte Bestimmung möglich wird.

### 3.5.2. Decholin - Methode.

Der Nachteil der Zeitbestimmung mittels Decholin<sup>R</sup> ist die Abhängigkeit von verschiedenen Faktoren wie der Größe des zentralen Blutvolumens, der individuell verschiedenen Reizschwelle, sowie der Reaktionszeit des Probanden. Bei einer aneurysmatischen Erweiterung der Aorta z.B. ist die Kreislaufzeit vom Herzen zu der Nierenarterie wesentlich länger als zu der Zunge.

Dem steht gegenüber, daß die Methode einfach anzuwenden, billig und ohne Strahlenbelastung ist.

Allerdings muß bei der Anwendung der Methode beachtet werden, daß sie nicht identisch mit der tatsächlichen Kreislaufzeit ist.

### 3.5.3. Radioisotopenmethode, Sonde über der A. carotis.

Die Nachteile, die hier aufzuführen sind, gleichen denen aus Abschnitt 3.5.1. Hinzu kommt noch, daß dieses Meßverfahren indirekt ist und Fehlbestimmungen möglich sind, z.B. durch retrograden Flow des KM in die Vena jugularis bei Expiration und Pressen (Valsalva - Versuch).

Besondere Vorteile besitzt diese Methode keine. Wegen häufigen Fehlbestimmungen wurde sie nicht mehr angewendet.

Wo die Radioisotopenmethode technisch möglich ist, sollte sie angewendet werden. Die Strahlenbelastung der Schilddrüse bei der angegebenen Dosis des Nuklids beträgt 40 - 60 mrad (54), sie könnte durch Gabe eines Medikamentes, das die Jodaufnahme der Schilddrüse vor der Untersuchung hemmt (z.B. Irenat<sup>R</sup>), noch herabgesetzt werden.

Der geringen Strahlenbelastung steht die absolut genaue Bestimmung der Kreislaufzeit gegenüber.

Wenn die Radioisotopenmethode nicht möglich sein sollte, kann auf die Zeitbestimmung mit Decholin<sup>R</sup> zurückgegriffen werden, wobei jedoch die optimale Treffsicherheit preisgegeben wird.

Letztendlich wird es eine Frage der technischen Möglichkeiten und der Verfügbarkeit von <sup>99m</sup>Tc sein, welche Methode zur Anwendung gelangt. In erster Linie sollte aber die Radioisotopenmethode als zuverlässigste angestrebt werden.

#### A.4. Simultantomographie.

##### 4.1. Vorbemerkungen.

Wie bereits in Abschnitt 1.5. (Seite 29) und 2.5. (Seite 38) herausgestellt wurde, ist als Aufnahmeverfahren zur Darstellung der Nierenarterien im Rahmen des AUG die Simultantomographie am besten geeignet.

Das Prinzip der Tomographie beruht auf einer gegenläufigen gleichmäßigen Bewegung der Röntgenröhre und der Filmkassette. Dadurch ergibt sich zwischen Röhre und Film eine Bildebene, die scharf abgebildet wird. Darunter und darüber liegende Strukturen werden verwischt, d.h. weniger scharf abgebildet. Auf diese Weise gelingt es, quasi eine Schicht eines Körpers ohne störende Überlagerungen abzubilden. Da die scharf abgebildete Ebene jedoch unendlich dünn ist, und da wir als Bild auf dem Film die Projektion vieler solcher Schichten übereinander sehen, die umso unschärfer werden, je weiter sie von der scharfen Bildebene entfernt sind, wirkt das Tomogramm im Vergleich zur Übersichtsaufnahme unscharf (27. und 41.).

Für die Simultantomographie stehen zwei Systeme zur Verfügung:

- die Simultan - Schichtkassette <sup>+</sup> und
- "Dr. Goos - SYNCHROPLAN (nach Dr. Landau)" <sup>R ++</sup>.

##### 4.1.1. Simultan - Schichtkassette CAWO.

Im Gegensatz zur Einzeltomographie liegen bis zu sieben Filme in einem Folienbuch übereinander. Die Filme werden

---

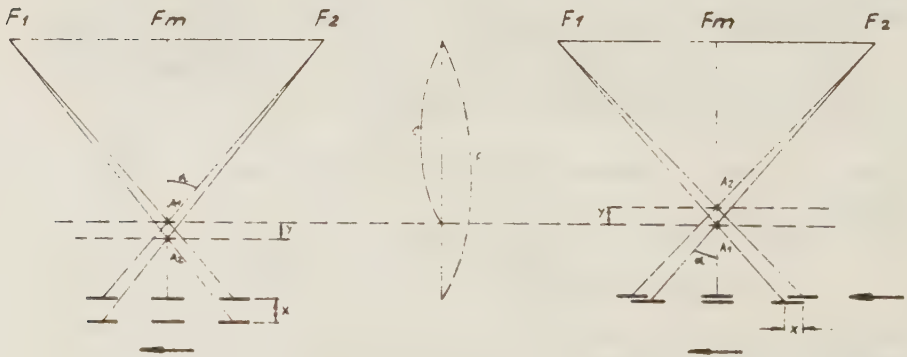
<sup>+</sup>Simultan - Schichtkassette mit Komposition 775,  
Fa. CAWO, Phototechn. Fabrik, 8898 Schrobenhausen.

<sup>++</sup>Dr.habil.F.Goos, Röntgenchem. Fabrik, 6900 Heidelberg.

durch 5 mm dicke Schaumstoffplatten auseinander gehalten. Die Filme und Folien können also im Abstand von fünf Millimetern oder in einem Vielfachen davon eingelegt werden, der maximale Schichtumfang beträgt 7,5 Zentimeter.

Auf diese Weise erhält man bei einer Belichtung bis zu sieben Schichtaufnahmen untereinander. Das Funktionsprinzip geht aus Abbildung 17. hervor.

Durch die Dicke des Folienbuches ist die Höhe der Schichtkassette bedingt (ca. 10,5 cm). Um die Kassette am Buckytisch anbringen zu können, ist deshalb eine eigens dafür konstruierte Halterung notwendig, die sich ohne Montage gegen das Kassettenblech des Buckytisches im Austausch einschieben läßt (Halterung "E", Fa. CAWO).



Schichtkassette CAWO

SYNCHROPLAN

Abb. 17.: Wirkungsweise der Simultanschichtkassette und des "Dr. Goos - SYNCHROPLAN (nach Dr. Landau).

#### 4.1.2. "Dr. Goos - SYNCHROPLAN (nach Dr. Landau)".

Beim Simultanschichtverfahren SYNCHROPLAN liegen die Folien unmittelbar aufeinander. Die Dicke der Kassette entspricht mit 16 mm lediglich der einer normalen Flachkassette und läßt sich somit auf jedem Kassettenblech anbringen. Wie beim normalen Schichtablauf wird die Kassette entgegengesetzt zum Brennfleck bewegt. Die Wirkungsweise soll an Hand der Abbildung 17. erläutert werden.

Der Schichtablauf bewirkt eine Röhrenbewegung von  $F_1$  über  $F_m$  nach  $F_2$  um den mechanischen Drehpunkt A.

Es sind nur die Zentralstrahlen eingezeichnet. Der Strahl von  $F_1$  über  $A_1$  trifft die unterste Filmkombination. Während des Ablaufs dreht er sich um  $A_1$  und trifft im Endstadium von  $F_2$  über  $A_1$  auf die Folie. Dies entspricht der üblichen Darstellung der Schichtebene durch  $A_1$  auf dem Film, auch bei der Simultan - Schichtkassette CAWO.

Im Abstand  $y$  sei die zweite gewünschte Schichtebene angenommen. Soll der Zentralstrahl  $F_1-A_2$  das zweite Folienpaar zentral treffen, so muß diese seitlich um  $x'$  verschoben werden. Beim Folienbuch sind die Filme im Abstand  $x$  entsprechend untereinander angeordnet.

Bewegt sich die Röhre nach  $F_m$ , fallen beide Strahlen durch  $A_1$  und  $A_2$  zusammen, das heißt, die Folien müssen nun übereinander in Deckung liegen. Im Endstadium des Schichtablaufes muß die Folie 2 entsprechend dem Strahlengang  $F_2-A_2$ -Folie 2 nach links rücken. Es ist also während des Schichtablaufes eine zusätzliche Folienbewegung notwendig, die simultan eine Aufnahme der zweiten Schichtebene ermöglicht. Entsprechendes gilt für die dritte und weitere Schichten.

Vor der Inbetriebnahme des SYNCHROPLAN sind am Buckytisch

technische Veränderungen in Form von elektrischen Anschlüssen notwendig, um den Folienablauf synchron zur Röhrenbewegung zu gewährleisten.

In der Bildschärfe der beiden Systeme ist kein Unterschied zu erkennen, obwohl man beim SYNCHROPLAN durch den geringeren Durchmesser in Strahlenrichtung weniger Streustrahlung und damit etwas schärfere Bilder erwarten könnte.

Für Aufnahmen mit letztgenanntem System muß die Röhrenspannung um 5 - 10 kV höher gewählt werden als beim Folienbuch, dadurch werden bei adipösen Patienten die Aufnahmen sehr flau.

Bei beiden Einrichtungen zur Simultantomographie konnte die Abstimmung der mitgelieferten Verstärkerfolien nicht befriedigen, d.h. die Aufnahmen einer Belichtung zeigten deutlich differente Schwärzungen. Anhand von Phantomaufnahmen habe ich die Folienpaare des Folienbuches CAWO neu kombiniert und auf diese Weise eine Abstimmung erhalten, die unterschiedliche Schwärzungen bei den Bildern einer Belichtung nicht mehr erkennen läßt.

#### 4.2. Fragestellung.

Wie groß darf der Schichtabstand sein?

Wie viele Filme müssen verwendet werden, um der Forderung nach Abschnitt A.2.5. (Seite 38) gerecht zu werden und um Arterien mit einem Durchmesser von ca. 4 - 6 mm zu sehen?

#### 4.3. Methodik.

##### 4.3.1. Technische Daten.

Gerät : Multix mit Motorschichtzusatz GS <sup>+</sup>.

|                    |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                              |
|--------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Röhrendaten        | : B1 150/30/50 R <sup>+</sup> (Nennspannung 150 kV, Eigenfilter 7 mm Al, Wärmespeicherfähigkeit der Anode 200 000 HU, opt. Brennfleck 1 x 1 mm, Anodenneigungswinkel 16°, Heizung 7-16 V und 2,5 - 4,7 A) (57).                                                                                                                                                                              |
| Verwischung        | : Linear.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |
| Schichtwinkel      | : 25°.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |
| Schichthöhe        | : 0 ... 25 cm.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                               |
| Fokus-Film-Abstand | : 115 cm.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                    |
| Aufnahmezeit       | : 0,6 s.                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                     |
| Belichtung         | : Während bei Einzeltomogrammen die Werte 70 kV und 140 mAs als Anhalt gelten können, ist für die Simultantomographie (gleicher Patient vorausgesetzt) 75 - 80 kV bei 160 - 180 mAs mit dem Folienbuch, bzw. 80 - 85 kV und 180 - 200 mAs beim SYNCHROPLAN einzustellen. Gegenüber der Einzeltomographie müssen also beim CAWO-Folienbuch ca. 10 kV und 20 mAs mehr am Gerät gewählt werden. |
| Verstärkerfolien   | : Saphir universal <sup>+</sup> .                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                            |
| Filme              | : Curix RP - 1 PE - NIF <sup>++</sup> (Format 24-30 cm), Entwicklung im Automaten GEVAMATIC 400 <sup>++</sup> .                                                                                                                                                                                                                                                                              |

#### 4.3.2. Unschärfe.

Durch das Aufnahmeverfahren der Tomographie ist auf jedem Bild eine gewisse Unschärfe festzustellen. Die Unschärfe, die gerade

---

<sup>+</sup>Fa. Siemens AG, Bereich Medizinische Technik, Erlangen

<sup>++</sup>Fa. Agfa Gevaert, Tegernseer Landstraße, München.

noch toleriert werden kann, muß definiert werden. Für die Angiotomographie der Nierenarterien ist die Verwischungsrichtung parallel zur Aorta, und damit in etwa im rechten Winkel zur Längsachse der Nierenarterien, gerichtet. Der Durchmesser der Nierenarterien beträgt ungefähr 4 - 6 Millimeter. Für die Erkennung dieser Strukturen toleriere ich eine Unschärfe von 1,5 mm, d.h. die Konturen der abgebildeten Objekte dürfen höchstens um 1,5 mm verwischt werden.

VIETEN (61) gibt die Unschärfe, mit der man bei der Tomographie rechnen muß, mit 1,5 mm an. Ein fester Punkt wird auf dem Tomogramm um 1,5 mm verwischt. Mit diesem Wert soll im folgenden Abschnitt gerechnet werden.

#### 4.3.3. Schichtdicke.

Nach GEBAUER und VIETEN (27) wird die Schichtdicke S nach folgender Formel berechnet:

$$S = \frac{4 r v h^2 (h+1)}{4 r^2 (h+1)^2 - v^2 h^2} \quad .$$

Die Verwischung V soll den Wert von 1,5 mm nicht übersteigen. Deshalb kann der Wert  $v^2 h^2$  im Nenner gegenüber  $4r^2 (h+1)^2$  vernachlässigt werden. Nach Kürzung ergibt sich die hinreichend genaue Formel:

$$S = \frac{0,15 h^2}{r (h+1)} \quad (\text{cm}) \quad .$$

und:  $r = h \cdot \tan \frac{\alpha}{2}$

Dabei bedeutet:

h - Abstand Fokus - Schichtebene (hier 103 cm)

i - Abstand Schichtebene - Filmebene (hier 12 cm).

(h+i) - Fokus - Filmabstand (hier 115 cm).

$\alpha$  - Pendelwinkel (hier  $25^\circ$ ).

2r - Laufstrecke der Röhre während der Schichtung

$$(r = h \cdot \tan \frac{\alpha}{2} = 103 \text{ cm} \cdot 0,221 = 22,8 \text{ cm}).$$

Zahlen eingesetzt:

$$s = \frac{0,15 \cdot 103^2}{22,8 \cdot 115} = 0,61 \text{ cm}.$$

Für die Schichtdicke läßt sich ein Wert von S = 6,1 mm berechnen.

#### 4.3.4. Phantomuntersuchung zum notwendigen Schichtabstand.

Für diese Untersuchung wurde das bereits beschriebene Phantom verwendet (siehe Abschnitt 1.3.4., Seite 19). Die Aufnahmen wurden mit der CAWO - Simultanschichtkassette angefertigt, die Belichtung bei 80 kV und 200 mAs eingestellt. Der Anstellwinkel betrug zunächst  $0^\circ$ , die Verwischungsrichtung war senkrecht zum Verlauf der Schläuche, die  $c_{KM}$  lag bei 25 %.

Das Phantom wurde zunächst in der schärfsten Schichthöhe aufgenommen. Im Anschluß daran habe ich die Schichthöhe am Gerät um jeweils zwei Millimeter erhöht, so daß zur Auswertung eine ganze Serie von Simultantomogrammen vorlag, die sich jeweils in der Schichthöhe um diese zwei Millimeter unterschieden.

Hierbei wird von der Überlegung ausgegangen, daß bei einem Schichtabstand von 15 mm das Objekt maximal 7,5 mm außerhalb der schärfsten Schichtebene liegen kann, da es dann ja auf der nächsten Schicht schärfer abgebildet werden kann. Bei einem Schichtabstand von einem Zentimeter sind es dementsprechend nur 5 mm.

Die Bilder der mit KM gefüllten Schläuche wurden mit dem Mikrodensitometer quer durchgemessen. Aus der Breite der

Meßkurve wurde der Durchmesser des jeweiligen Schlauches auf dem Bild entnommen.

Abbildung 18. und 19. zeigt die Tomogramme des Phantoms bzw. die Meßkurven am Mikrodensitometer. Mit den Messungen am Mikrodensitometer konnte auf diese Weise ein Maß für die Verwischung gefunden werden.

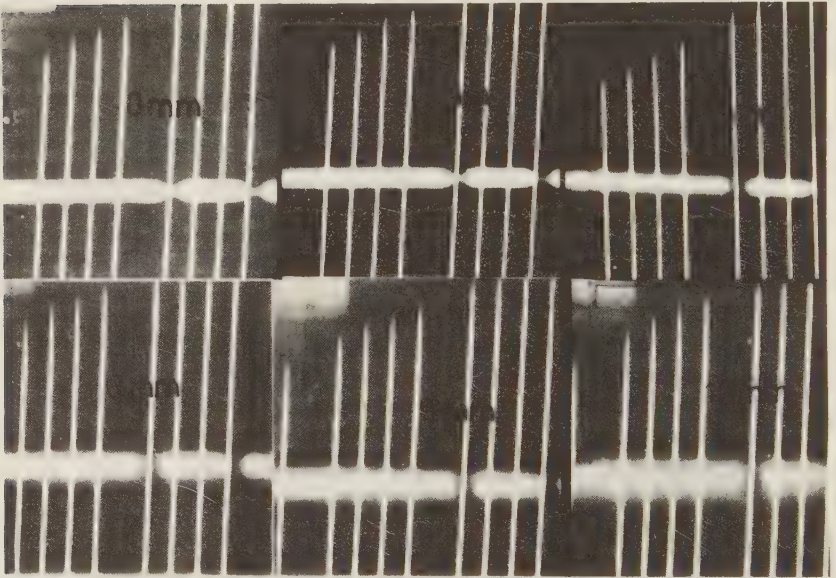


Abb. 18.: Tomogramme des Phantoms im Wasserbad bei verschieden großen Abweichungen des Objekts von der schärfsten Schichthöhe.

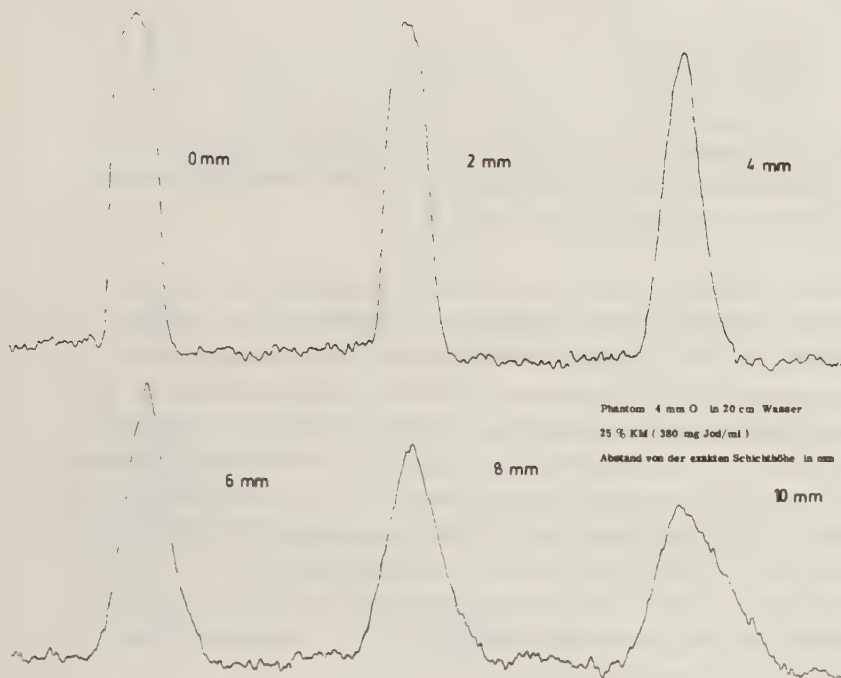


Abb. 19.: Meßkurven durch die Schläuche des Phantoms  
am Mikrodensitometer.

An den Schläuchen des Phantoms habe ich Stenosen erzeugt. Nach der oben geschilderten Untersuchung habe ich den Neigungswinkel des Phantoms um jeweils  $10^\circ$  zwischen  $0^\circ$  und  $80^\circ$  gesteigert. Die Tomogramme wurden dann rein qualitativ danach ausgewertet, ob eine Beurteilbarkeit sämtlicher Stenosen möglich sei. Der Schichtabstand betrug hierbei 1 cm, die Stenosen waren im Abstand von 1,5 cm an den Schläuchen angebracht.

Für alle hier erwähnten Aufnahmen habe ich auf dem Phantom Latexschläuche in den Durchmessern 4, 6 und 8 mm angebracht.

#### 4.4. Ergebnisse.

Wie in Abschnitt 4.3.2. (Seite 56) bereits erwähnt wurde, soll als Kriterium für die tolerierte Unschärfe eine Verwischung um maximal 1,5 mm gelten.

In Abbildung 20. sind die Abstände des Objektes von der schärfsten Schichthöhe gegen die Verwischung der Abbildungen, die aus den Meßkurven am Mikrodensitometer erhalten worden sind, aufgetragen. Dabei wird deutlich, daß bei einer Abweichung des Objektes von der schärfsten Schicht von 5 mm, was einem effektiven Schichtabstand von 1 cm entspricht bei einer Simultantomographie, die Verwischung gerade etwa bei 1,5 mm liegt. Bei 7,5 mm Abweichung von der schärfsten Schicht (entsprechend 1,5 cm Schichtabstand) liegt die Verwischung über 2 mm. Dieses Ergebnis ist für alle drei überprüften Objektdurchmesser gültig, was ebenfalls aus Abbildung 20. hervorgeht.

Somit muß also für die Simultantomographie zur Darstellung der Nierenarterien ein Schichtabstand von einem Zentimeter gefordert werden. Ein Schichtabstand von 1,5 cm würde die Beurteilungsmöglichkeit der Tomogramme stark beeinträchtigen.

Bis zu einem Neigungswinkel des Phantoms von  $60^\circ$  waren alle Stenosen im Tomogramm einwandfrei zu identifizieren. Ab einem Winkel von  $70^\circ$  allerdings muß damit gerechnet werden, besonders kleinere Stenosen zu übersehen. Ab etwa  $80^\circ$  ist eine Identifizierung der Stenosen, bedingt durch die fast orthograde Aufnahme, kaum mehr möglich.

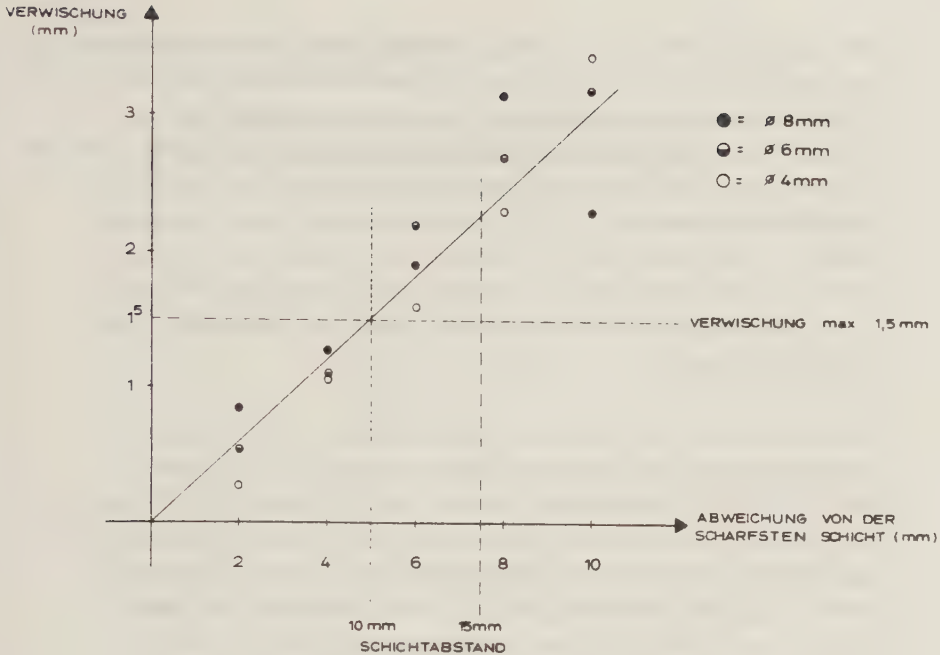


Abb. 20.: Abweichung des Objekts von der schärfsten Schicht gegen die Verwischung. Die senkrechten gepunkteten Linien markieren die Werte für die Schichtabstände 1 und 1,5 cm, die waagerechte gestrichelte für die maximal tolerierte Verwischung von 1,5 mm.

#### 4.5. Diskussion und Schlußfolgerung.

Das Ergebnis dieser Untersuchung stimmt überein mit einer Arbeit von FREYSCHMIDT und RITTMAYER (24). Dort wird für einen Katheter, der im Winkel von  $90^\circ$  zur Verwischungsrichtung liegt und eine  $c_{KM}$  von 28 % bei einem Lumen von 1 mm Durchmesser beinhaltet, ein möglicher Abstand von der Drehpunktsebene von 5 mm angegeben, wenn er mit "noch deutlicher Abbildung" dargestellt werden soll.

Bei einem Filmabstand in der Kassette von 1 cm kann über den Vergrößerungsfaktor  $M$  des Aufnahmeverfahrens auf die tatsächlichen Schichtabstände in der Drehpunktebene zurückgerechnet werden. Bei einem Fokus-Filmabstand von 115 cm und einem Fokus-Objektabstand von 103 cm ist der Vergrößerungsfaktor 1,12. Der tatsächliche Schichtabstand beträgt dann nicht 1,0 cm, sondern nur noch etwa 0,9 cm. Damit ist gewährleistet, daß bei einem Filmabstand von 1 cm der Höchstwert der Verwischung von 1,5 mm nicht überschritten wird.

Nach Abschnitt 2.4. (Seite 34) beträgt der theoretische Neigungswinkel der Nierenarterien maximal  $50^\circ$ . Jedoch kann nicht ausgeschlossen werden, daß die Nierenarterien über kurze Strecken auch in einem noch größeren Winkel zur Plattenebene hin verlaufen. Für diese Fälle muß man davon ausgehen, daß die Gefäße nicht lückenlos zu beurteilen sein werden. Dieser Umstand könnte selbst durch eine Verminderung des Schichtabstandes auf 5 mm nicht völlig beseitigt werden, da bei fast orthograden Aufnahmen die Überlagerungen durch die Kontrastmittelsäule die Beurteilung von Stenosen erschweren würden. Gegen eine Festlegung des Schichtabstandes auf 5 mm und damit einer Filmzahl von 7 sprechen einerseits die anfallenden Mehrkosten, zum anderen sind die sehr steilen Verläufe der Nierenarterien sicher nicht sehr häufig und außerdem relativ kurzstreckig.

Für die Darstellung der Nierenarterien im Rahmen des AUG ist die Simultantomographie das geeignete Aufnahmeverfahren. Ein Schichtabstand von 1 cm ist ausreichend.

Analog zu den Untersuchungen an 100 Computertomographien des Abdomens (siehe Abschnitt A.2., Seiten 31ff.) ist ein

Schichtumfang von 4,5 cm notwendig.

Daraus ergibt sich die Konsequenz, die Simultantomographie mit fünf Filmen im Abstand von 1 cm anzufertigen.

## B. Klinischer Teil.

### B.1. Nebenwirkungen der Bolusinjektion.

#### 1.1. Vorbemerkungen.

Bei den modernen KM handelt es sich um Lösungen mit hoher Viskosität und Hyperosmolarität. Während die Hyperosmolarität lokale Reizungen am Gefäßendothel auslösen kann, vergrößert sich der Intravasalraum durch Plasmaverdünnung.

Histaminfreisetzung, Komplementaktivierung und Interaktionen mit dem Gerinnungssystem sind erwiesen (47). Trotz aller Untersuchungen konnte die Pathophysiologie der Nebenwirkungen nach intravasaler Kontrastmittelgabe bis zum heutigen Tage nur stückweise geklärt werden.

Folgende Nebenwirkungen sind bei der Bolusinjektion des KM für das Angiotomogramm im Rahmen des AUG theoretisch möglich:

- a. Lokal: Paravasat, Venenruptur und lokale Thrombose durch Verwendung einer dicken Kanüle bzw. durch die schnelle Injektion des KM.
- b. Am Herzen: Nach ASPELIN (2) steigt der Widerstand im Gefäßsystem in Höhe der pulmonalen Kapillaren, wodurch der Pulmonalarteriendruck ebenfalls steigt. Durch die langsamere Fließgeschwindigkeit des Blutes tritt eine stärkere Erythrozytenaggregation (Sludge) auf. FISCHER (21) beschreibt im Zusammenhang mit der pulmonalen Hypertension eine anfängliche Atemverlangsamung, die von einer Tachypnoe gefolgt ist.

Bei Patienten mit kardiovaskulären Vorschäden beobachtete BERG (5) im EKG bei einem Drittel der Patienten abnormale Ableitungen im Sinne von ischämischen Veränderungen, Schenkelblöcken und häufigen Extrasystolen. RING (47) fand im EKG neben Tachycardie häufiger Extrasystolen. Selten fand er Bradycardie und vereinzelt ST - Senkungen.

- c. Allgemeine Nebenwirkungen: Generell sind Kontrastmittelnebenwirkungen an allen Organen möglich (47). Die Mehrzahl äußert sich jedoch als Hauterscheinungen wie Flush, angioneurotisches Ödem und Urticaria. Nausea und Sinustachycardien zählen zu den häufigen Beobachtungen (47).

Nach RING (47) gleichen die KM - Nebenwirkungen anaphylaktoiden Reaktionen z.B. der Volumenersatzmittel. Allerdings handelt es sich weniger um immunologische Vorgänge im Sinne einer typischen Allergie, sondern mehr um Histaminfreisetzung, Komplementaktivierung und Beeinflussungen des Gerinnungssystems. Das Risiko tödlicher Nebenwirkungen liegt bei ca. 1 : 20.000 bis 1 : 100.000 (50).

Auch psychische Ursachen sind für die Auslösung einer Unverträglichkeit des KM möglich (47). Daher ist eine gute Aufklärung des Patienten über die bevorstehende Prozedur notwendig.

Die hier vorliegende Untersuchung soll als klinische Beobachtung gedacht sein. Eine statistische Analyse ist aufgrund der kleinen Zahlen und des nicht voruntersuchten Patientengutes nicht möglich.

## 1.2. Fragestellung.

Welche subjektiven Nebenwirkungen treten nach der Bolusinjektion des KM auf und wie häufig sind sie?

Was kann bei Blutdruck, Puls und EKG - Registrierung beobachtet werden?

## 1.3. Methodik.

1.3.1. Zunächst wurden 208 Patienten über ihre Empfindung bezüglich des Wärme- oder Hitzegefühls nach der Bolusinjektion befragt. Alle anderen Nebenwirkungen gaben die Patienten entweder selbst an, oder sie sind von uns beobachtet worden. Eine Auswahl nach Alter, Geschlecht und vorbestehenden Krankheiten erfolgte nicht.

1.3.2. Bei 29 Patienten wurde der Blutdruck nach RIVA-ROCCI am Oberarm während des Untersuchungsablaufes gemessen. Die Messung erfolgte vor der Untersuchung (Patient liegt auf dem Untersuchungstisch), nach Legen der Kanüle, 30 s und fünf min. p.i.

Außerdem wurde bei diesen Patienten die Pulsfrequenz vor der Untersuchung auf dem Tisch, nach Legen der Kanüle, 30 s p.i. und zu jeder vollen Minute bis 5 min. p.i. gezählt.

1.3.3. Bei 79 Patienten habe ich während des AUG ein EKG geschrieben. Die Brustwandableitungen  $V_2$ ,  $V_4$  und  $V_6$  habe ich vor der Untersuchung auf dem Tisch, nach Legen der Kanüle, vom Zeitpunkt der Injektion bis drei Minuten p.i., nach vier und nach fünf min. p.i. abgeleitet. Die Altersverteilung dieser Patientengruppe ist in Abbildung 21. aufgezeigt.

Bei der Auswertung der EKG - Streifen wurde auf Extrasystolen, auf die Überleitungszeit (PQ), auf ST-Veränderungen und

auf Änderungen im QRS - Komplex geachtet. Außerdem habe ich die Herzfrequenz entnommen und ausgewertet.

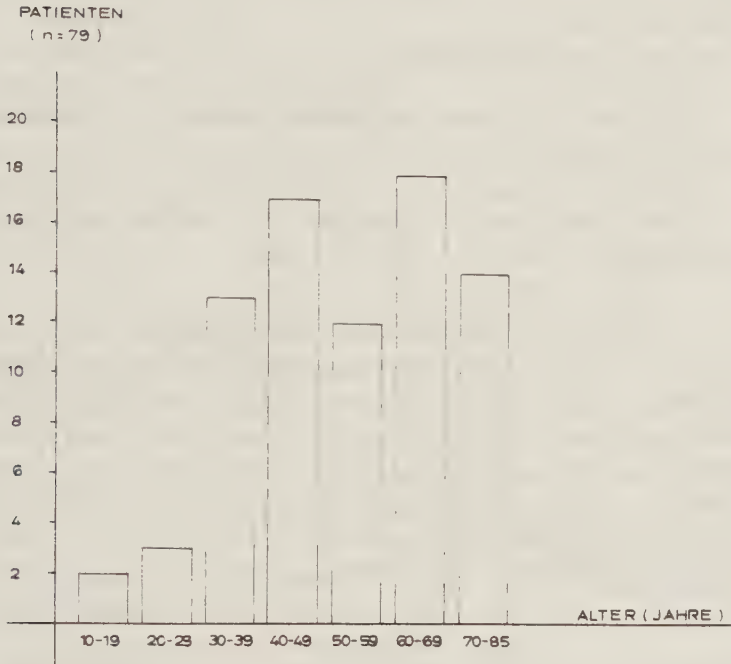


Abb. 21.: Altersverteilung bei 79 Patienten mit  
EKG - Ableitung nach Bolusinjektion.

#### 1.4. Ergebnisse.

1.4.1. Bei der Befragung nach der Untersuchung gaben 208 Patienten folgende Nebenwirkungen der Kontrastmittelbolusinjektion an (Mehrfachnennung möglich):

- keine Empfindung 43 (20,6 %)
- Hitzegefühl 149 (71,6 %)

|                                         |              |
|-----------------------------------------|--------------|
| - leichte Übelkeit                      | 27 (12,9 %)  |
| - Übelkeit mit Brechreiz                | 3 ( 1,4 %)   |
| - Herzklopfen                           | 3 ( 1,4 %)   |
| - Kribbeln in Händen oder Füßen         | 3 ( 1,4 %)   |
| - Niesen, Schüttelfrost, Quaddelbildung | 3 ( 1,4 %)   |
| - Schwindel                             | 1 ( 0,5 %)   |
| - Kopfschmerzen                         | 1 ( 0,5 %)   |
| - Kontrastmittel - Paravasat            | 1 ( 0,5 %) . |

Die Patienten, die "keine Empfindung" angaben, verspürten immer ein Wärmegefühl.

1.4.2. Das Verhalten von Blutdruck (RR) und Puls bei 29 Patienten gibt Tabelle 5. und 6. wieder.

| Messung                             | vor der Untersuchung | nach Legen der Nadel | 30 s p.i. | 5 min p.i. |
|-------------------------------------|----------------------|----------------------|-----------|------------|
|                                     | 1.                   | 2.                   | 3.        | 4.         |
| Systol.RR im Mittel (mmHg)          | 150                  | 156                  | 147       | 150        |
| SD systol. RR                       | 25,9                 | 25,8                 | 26,8      | 27,3       |
| Blutdruckamplitude im Mittel (mmHg) | 64                   | 67                   | 61        | 64         |
| SD Amplitude                        | 15,5                 | 16,9                 | 18,2      | 18,1       |

Tab. 5.: Verhalten des Blutdruckes bei 29 Patienten nach Bolusinjektion.

|                  | Pulsfrequenz ( $\text{min}^{-1}$ ) |      |
|------------------|------------------------------------|------|
|                  | $\bar{m}$                          | SD   |
| Vor Untersuchung | 93                                 | 25,2 |
| Nach Nadellegen  | 101                                | 26,3 |
| 30 s p.i.        | 118                                | 30,9 |
| 1 min p.i.       | 107                                | 27,9 |
| 2 min p.i.       | 98                                 | 26,5 |
| 3 min p.i.       | 91                                 | 24,7 |
| 4 min. p.i.      | 89                                 | 23,0 |
| 5 min p.i.       | 88                                 | 20,9 |

Tab. 6.: Verhalten der Pulsfrequenz bei 29 Patienten nach Bolusinjektion.

Dabei fällt auf, daß sich der Blutdruck während der Untersuchung zu den festgelegten Zeitpunkten nahezu konstant verhält. Systolischer und diastolischer Wert und auch die Blutdruckamplitude bleiben nahezu gleich.

Auffällig ist allerdings die Tachycardie, die sich in einem mittleren Wert für die Pulsfrequenz von 93 vor der Untersuchung äußert. Die höchste Frequenz wird im Mittel mit 118 Schlägen/min. 30 s p.i. erreicht. Nach ca. drei Minuten p.i. wird die Ausgangslage erreicht, die von da an unterschritten wird.

1.4.3. In 18 Fällen traten im EKG nach der Bolusinjektion entweder mehrere (bei 6 Patienten) oder eine Extrasystole (bei 12 Patienten) auf. Dabei handelte es sich in 14 Fällen um supraventrikuläre, in 4 um ventrikuläre Extrasystolen. Bei 10 von den 18 Patienten traten bereits im Ruhe- oder Vergleichs- EKG Extrasystolen auf, oder es bestand eine ausgeprägte Arrhythmie. Ein Patient aus dieser Gruppe erbrach 50 s p.i., nach einer halben Minute war der Brechreiz abgeflaut. Ansonsten gaben die Patienten mit Extrasystolen keine weiteren Beschwerden an.

Die Überleitungszeit (PQ) blieb bei 75 der 79 Patienten gleich. Lediglich bei vier Patienten änderte sich diese Zeit um 20 ms, zweimal wurde sie länger, zweimal kürzer.

S - T - Veränderungen und Änderungen im QRS - Komplex waren nach der Bolusinjektion im Vergleich zum Ruhe - EKG nicht festzustellen. Fünf Patienten zeigten bereits vor der Untersuchung Absenkungen der S - T- Strecke, die sich jedoch nach der Kontrastmittelgabe nicht verstärkten. Zwei Patienten hatten im EKG die Zeichen eines Linksschenkelblocks.

Bei der Auswertung der Pulsfrequenz bei den 79 Patienten,

bei denen ein EKG registriert worden ist, fällt wiederum die relativ hohe Ausgangsfrequenz von im Mittel 86 pro Minute auf. Bei Patienten unter 50 Jahren steigt die Herzfrequenz mit 118 Schlägen/min deutlich stärker an als bei den Patienten über 49 Jahre. Letztere Gruppe erreichte eine maximale Frequenz von 101 Schlägen/min im Mittelwert. Das Maximum der Frequenz wird etwa 30 s p.i. erreicht, die Ausgangslage stellt sich ungefähr in der 3. Minute p.i. ein. Die höchste Frequenz bot eine 30jährige Patientin mit 175 Schlägen pro Minute; allerdings hatte sie bereits vor der Untersuchung eine Tachycardie mit einer Frequenz um 170. Fünf Minuten p.i. hatte sie noch immer eine Pulsfrequenz von 115 pro Minute. Auch hier war das Hitzegefühl das einzig angegebene Symptom, Blutdruck und EKG waren unauffällig.

Die Pulsfrequenz der Patienten, getrennt in zwei Altersgruppen verdeutlicht Tabelle 7.

|            | Frequenz bei<br>Patienten $\geq 50$ J. |      | Frequenz bei<br>Patienten $< 50$ J. |      |
|------------|----------------------------------------|------|-------------------------------------|------|
|            | $\bar{m}$                              | SD   | $\bar{m}$                           | SD   |
| In Ruhe    | 86                                     | 20,8 | 86                                  | 22,6 |
| 30 s p.i.  | 101                                    | 24,2 | 118                                 | 26,3 |
| 1 min p.i. | 100                                    | 21,5 | 107                                 | 27,2 |
| 2 min p.i. | 90                                     | 20,2 | 98                                  | 23,3 |
| 3 min p.i. | 85                                     | 20,5 | 86                                  | 21,7 |

Tab. 7.: Verhalten der Pulsfrequenz bei 79 Patienten bei Bolusinjektion (davon 44  $\geq 50$  Jahre, 35  $< 50$  J.).

### 1.5. Diskussion und Schlußfolgerung.

Ein vorübergehendes Hitze- oder Wärmegefühl ist die weitaus häufigste Nebenwirkung der sehr schnellen Kontrastmittel-injektion. Diese Beobachtung deckt sich mit dem Ergebnis anderer Untersucher wie RING (47), JENSEN (38), HARRIS (32) und CECILE (9).

JENSEN (38) hat gefunden, daß die Bolusinjektion des KM keine höhere Inzidenz von Nebenwirkungen hat gegenüber der langsameren Injektion im Laufe von Minuten, abgesehen von mildem vorübergehenden Kopfweh und dem Hitzegefühl. Das Hitzegefühl trat bei seiner Untersuchung bei fast allen der 334 Patienten auf, wobei es allerdings nach der Bolus-injektion stärker gewesen ist als nach langsamer Injektion. Wichtig erscheint es deshalb zu sein, die Patienten vor der Untersuchung psychologisch vorzubereiten und auf das Hitzegefühl vorzubereiten.

Ernstere Reaktionen traten selten auf, schwere Vorkommnisse waren nicht zu beobachten.

Bezüglich des Herz - Kreislaufsystems konnte vor allen Dingen eine Beschleunigung der Pulsfrequenz - auch schon vor der Untersuchung - und vermehrt auftretende Extrasystolen beobachtet werden. Die Tachycardie vor der Untersuchung kann am ehesten als Ausdruck einer psychischen Spannungslage interpretiert werden. Das unterschiedliche Verhalten der Frequenz bei jüngeren und bei älteren Patienten ist unter Umständen auf noch flexiblere Reaktionsmöglichkeiten des jüngeren Organismus zurückzuführen.

Den vermehrt auftretenden Extrasystolen ist keine allzu große Bedeutung beizumessen, da sie einerseits bei einer nicht unerheblichen Anzahl gesunder Menschen auftreten,

und da sie andererseits auch im Laufe anderer Untersuchungen und psychischen Anspannungen zu beobachten sind.

Grundsätzlich sind bei der Bolusinjektion dieselben Kontrastmittelunverträglichkeiten möglich wie bei jeder anderen Applikationsart des jodhaltigen KM. Für den Patienten birgt sie jedoch keine größere Gefahr in sich wie jede Injektion oder Infusion von KM.

Die Kontrastmittelgabe sollte unter den gleichen Kautelen und nach den gleichen Vorkehrungen erfolgen, wie das konventionelle AUG auch.

## B.2. Klinische Ergebnisse der Methode.

### 2.1. Vorbemerkungen.

In den Abschnitten des experimentellen Teils der Arbeit sind Grundlagen und Voraussetzungen für eine klinische Untersuchungstechnik erarbeitet worden.

Wie eingangs (Kapitel I und II) dargelegt, ist die Kenntnis über die Morphologie der Nierenarterien bei der Hypertonieabklärung wichtig, weil damit die Patienten mit renovaskulärer Hypertonie von Patienten mit anderen Hochdruckformen unterschieden werden können.

Das AUG mit Angiotomogramm wurde deshalb vor allen Dingen bei Patienten durchgeführt, welche wegen Hypertonie zum AUG überwiesen worden waren.

### 2.2. Fragestellung.

Wie oft gelingt es, bei Patienten mit der Angiotomographie im Rahmen des Ausscheidungsurogrammes die Nierenarterien lückenlos von der Aorta bis zur Segmentaufzweigung darzustellen?

Wenn die Nierenarterien zu sehen sind, wie oft sind sie dann lückenlos beurteilbar?

### 2.3. Methodik.

#### 2.3.1. Untersuchungstechnik.

Vor der Untersuchung wurden die Patienten über das Risiko und die Nebenwirkungen aufgeklärt, insbesondere

wurde auf das zu erwartende Hitzegefühl hingewiesen. Die Lagerung des Patienten auf dem Untersuchungstisch erfolgt in Rückenlage.

Zuerst wird als Leeraufnahme eine Übersichtsaufnahme im Format 35 x 43 cm belichtet. Danach wird als Probeschicht eine Simultantomographie mit drei Schichten im Abstand von einem Zentimeter angefertigt. Die Schichthöhe ist dann korrekt eingestellt, wenn die untere der drei Schichten noch in den Wirbelkörpern, die oberen beiden vor der Wirbelsäule liegen. Damit ist gewährleistet, daß die Aorta und die Nierenarterienabgänge in den oberen Schichten, die Nierenarterien bis zur Aufzweigung in die Segmentarterien auf den unteren Schichten zu sehen sind.

Nach Punktion der Armvene mit der Plastikkanüle erfolgt die Bolusinjektion des KM (siehe Abschnitt A.1.3.2. Seite 19). Zur Bestimmung der Kreislaufzeit ist dem KM  $0,3 \text{ mCi } ^{99\text{m}}\text{Tc}$  beigesetzt (siehe Abschnitt A.3.3.2.1., Seite 43).

Nach Anstieg der über der Aorta abdominalis registrierten Zeit - Aktivitätskurve wird die Simultantomographie mit fünf Schichten ausgelöst.

Nach zwei, drei und vier Minuten wird je eine Übersichtsaufnahme im Format 24 x 30 cm angeschlossen (Frühurogramm). Diese Aufnahmen werden dann dem Arzt vorgelegt und danach wird weiter entschieden, wie das AUG weiterlaufen soll (Aufnahmen unter Stau, Tomogramme, usw.). In der Regel genügt zum Abschluß eine Übersichtsaufnahme im Format 35 x 43 cm, wenn die Nierenkelche und Nierenkonturen unauffällig waren.

### 2.3.2. Patientengut.

343 Patienten waren hauptsächlich zur Abklärung einer Hypertonie zum AUG überwiesen worden. Davon waren 136 Frauen und

207 Männer. Die Altersverteilung ist in Abbildung 22. dargestellt.

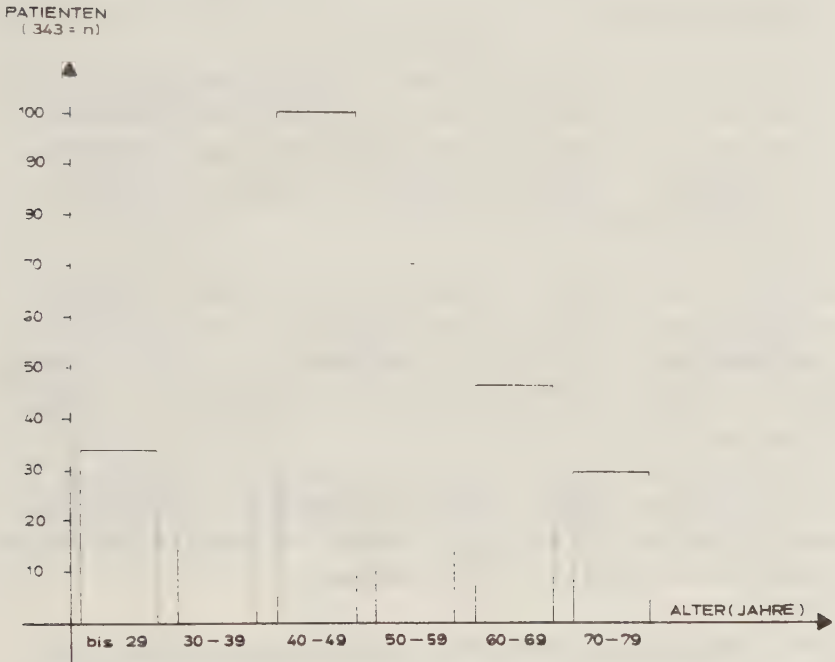


Abb. 22.: Altersverteilung von 343 Patienten beim  
AUG mit Angiotomographie.

### 2.3.3. Auswertung.

Fünf Bilder aus der Simultantomographie wurden nebeneinander betrachtet. Gezählt wurden alle Arterien, die bei dem Patienten über den Psoasrand zur Niere und in das Nierenparenchym hinein zogen. Diese Gefäße wurden dann auf ihre lückenlose Beurteilbarkeit zwischen Aortenabgang und Segmentaufzweigung hin überprüft. Die Patienten

wurden für die Auswertung in zwei Altersgruppen eingeteilt, erstens Patienten unter 46 Jahre und zweitens über 45 Jahre.

#### 2.4. Ergebnisse.

Die Aorta war bei allen 343 Patienten gut abzugrenzen. Zu sehen waren 739 Nierenarterien, 83 % davon waren zwischen Aorta und Segmentarterienaufzweigung lückenlos beurteilbar. 9 % waren mit (meist abgangsnahen) Überlagerungen und 8 % nur in Teilstücken dargestellt.

Es zeigte sich, daß bei Patienten unter 46 Jahren bessere Untersuchungsergebnisse zu erzielen waren (91 % lückenlos, 5 % Überlagert, 4 % teilweise dargestellt) als bei Patienten über 45 Jahren (77 % lückenlos, 12 % Überlagert, 11 % teilweise dargestellt).

Die linke Nierenarterie läßt sich etwas besser darstellen als die rechte, was durch den Verlauf der rechten über schattengebende Strukturen zu erklären ist.

Die Ergebnisse, differenziert nach Altersgruppe und nach linker und rechter Seite sind in Tabelle 8. zusammengestellt. Als "Aufnahmefehler" habe ich die Fälle bezeichnet, bei denen zwar die Zeit richtig ermittelt gewesen ist, die Schichthöhe jedoch falsch eingestellt oder die Aufnahme falsch belichtet worden ist.

Darstellung der pathologischen Veränderungen:

Insgesamt waren an 22 Nierenarterien stenotische Veränderungen zu diagnostizieren. Eine 60jährige Patientin hatte rechts eine Beckennierte, die ihre Versorgung direkt aus der Arteria iliaca communis bezog.

Bei einer 57jährigen Patientin konnte auf der rechten Seite

eine arteriovenöse Fistel diagnostiziert werden.

Ein 63jähriger Patient hatte rechts eine Nierenarterienstenose, die linke Nierenarterie war obliteriert.

Die Abbildungen 23. bis 26. illustrieren die Ergebnisse der Untersuchungsmethode.

|                            | Patienten bis<br>45 u.mit 45 J. | Patienten äl-<br>ter als 45 J. | alle<br>Patienten |
|----------------------------|---------------------------------|--------------------------------|-------------------|
| <u>Nierenarterien li.</u>  |                                 |                                |                   |
| insgesamt                  | 157 (100 %)                     | 205 (100 %)                    | 362 (100 %)       |
| lückenlos                  | 145 (92,4%)                     | 159 (77,6%)                    | 304 (84 %)        |
| überlagert                 | 6 ( 3,8%)                       | 25 (12,2%)                     | 31 ( 8,6%)        |
| teilweise                  | 6 ( 3,8%)                       | 21 (10,2%)                     | 27 ( 7,4%)        |
| Aufnahmefehler             | -                               | 6 ( 2,9%)                      | 6 ( 1,7%)         |
| <u>Nierenarterien re.</u>  |                                 |                                |                   |
| insgesamt                  | 168 (100 %)                     | 209 (100 %)                    | 377 (100 %)       |
| lückenlos                  | 151 (89,9%)                     | 159 ( 76 %)                    | 310 (82,2%)       |
| überlagert                 | 11 ( 6,5%)                      | 26 (12,4%)                     | 37 ( 9,8%)        |
| teilweise                  | 6 ( 3,6%)                       | 24 (11,5%)                     | 30 ( 8 %)         |
| Aufnahmefehler             | -                               | 7 ( 3,3%)                      | 7 ( 1,9%)         |
| <u>Alle Nierenarterien</u> |                                 |                                |                   |
| insgesamt                  | 325 (100 %)                     | 414 (100 %)                    | 739 (100 %)       |
| lückenlos                  | 296 (91,1%)                     | 318 (76,8%)                    | 614 (83,1%)       |
| überlagert                 | 17 ( 5,2%)                      | 51 (12,3%)                     | 68 ( 9,2%)        |
| teilweise                  | 12 ( 3,7%)                      | 45 (10,9%)                     | 57 ( 7,7%)        |
| Aufnahmefehler             | -                               | 13 ( 3,1%)                     | 13 ( 1,8%)        |

Tab. 8.: Ergebnisse der Darstellung der Nierenarterien beim  
AUG bei 343 Patienten.



Abb. 23.a.



Abb. 23.b.

Abb. 23.: Patient P.A., 42 Jahre, 74 kg.

Abgebildet ist bei 23.a. Schicht Nr. 2 (13,5 cm)  
und bei 23.b. Schicht Nr. 3 (12,5 cm).

Beurteilbarkeit der Nierenarterien bis zur intra-  
renalen Aufzweigung. Unauffälliger Befund.

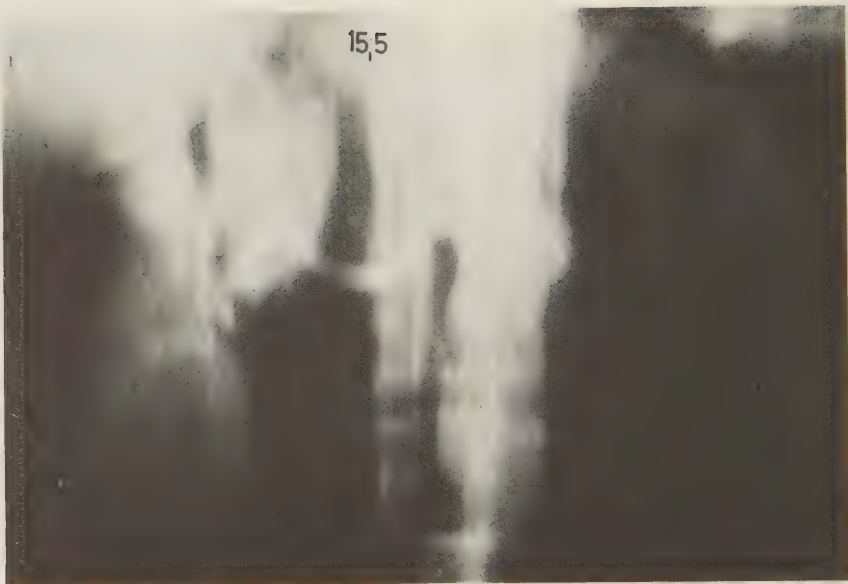


Abb. 24.: Patientin P.R., 71 Jahre, 60 kg.

Abgebildet ist nur Schicht Nr. 1 (15,5 cm).

Hochgradige Stenose an der linken Nierenhauptarterie.

Leichte Wandveränderungen am Abgang der rechten  
Hauptarterie, arteriosklerotisch veränderte Aorta  
abdominalis.



Abb. 25.a.

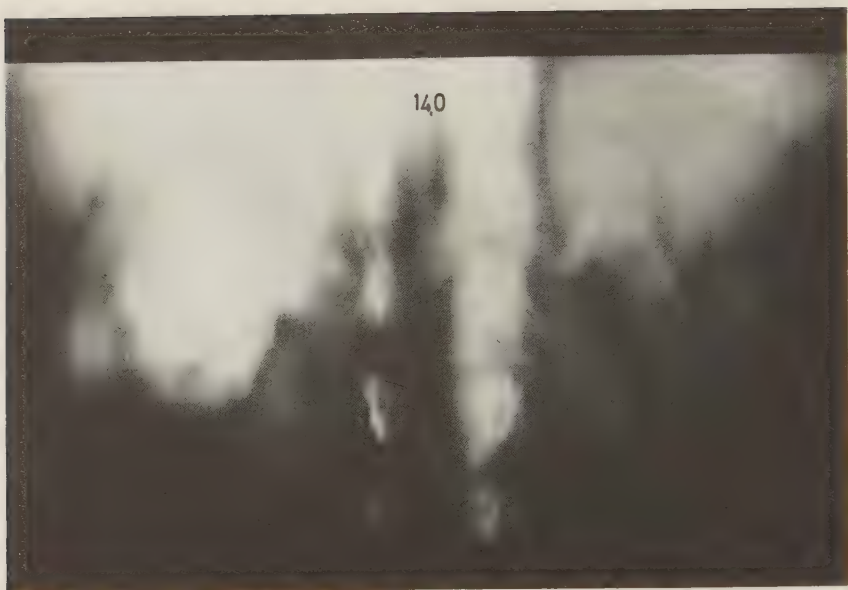


Abb. 25.b.



Abb. 25.c.

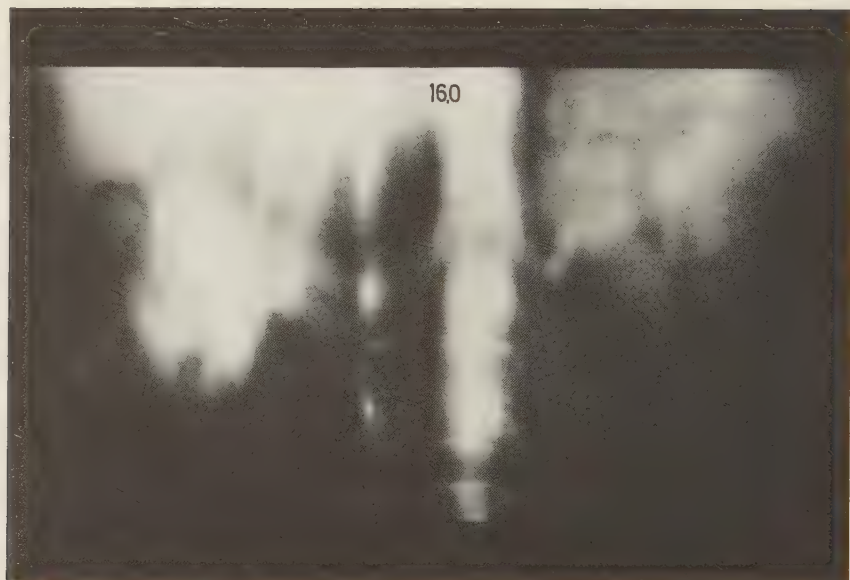


Abb. 25.d.

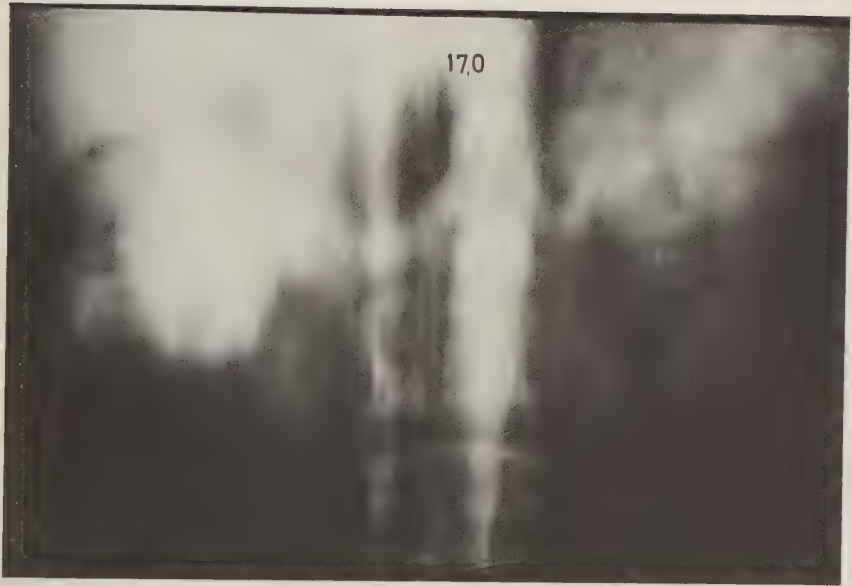


Abb. 25.e.

Abb. 25.: Patientin S.A., 57 Jahre, 58 kg.

Abgebildet sind bei Abb.25.a. - e. alle fünf Schichten (13,0 - 17,0 cm).

Es zeigt sich eine 12 mm breite Arteria renalis dextra, eine normal kalibrige A. renalis sinistra und ein Gefäßkonvolut im Bereich der rechten Niere, das auf Schicht 14,0 und 13,0 cm am schärfsten erscheint. Auf Schicht 16,0 und 15,0 cm zeigt sich KM in der Vena cava inferior. Es handelt sich um eine intrarenale arteriovenöse Fistel rechts bei unauffälligem Befund links.

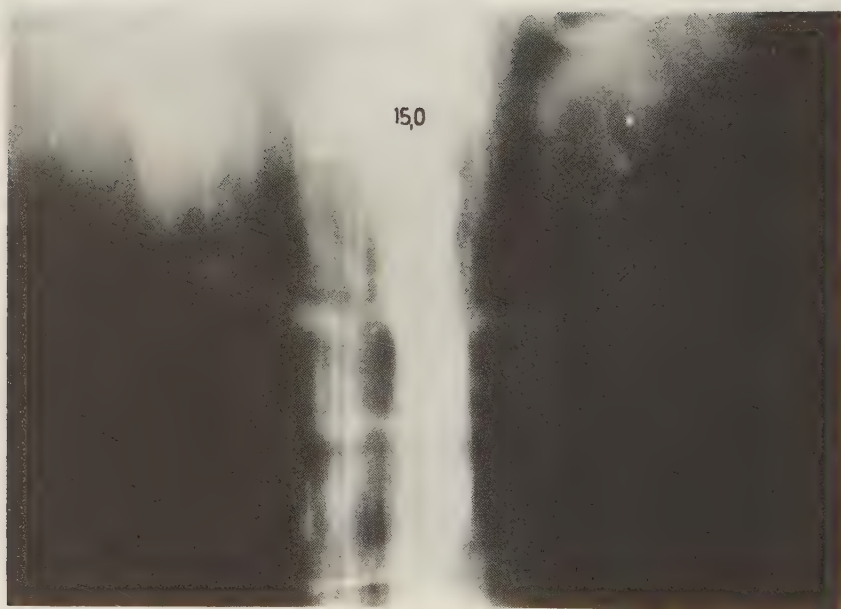


Abb. 26.a.

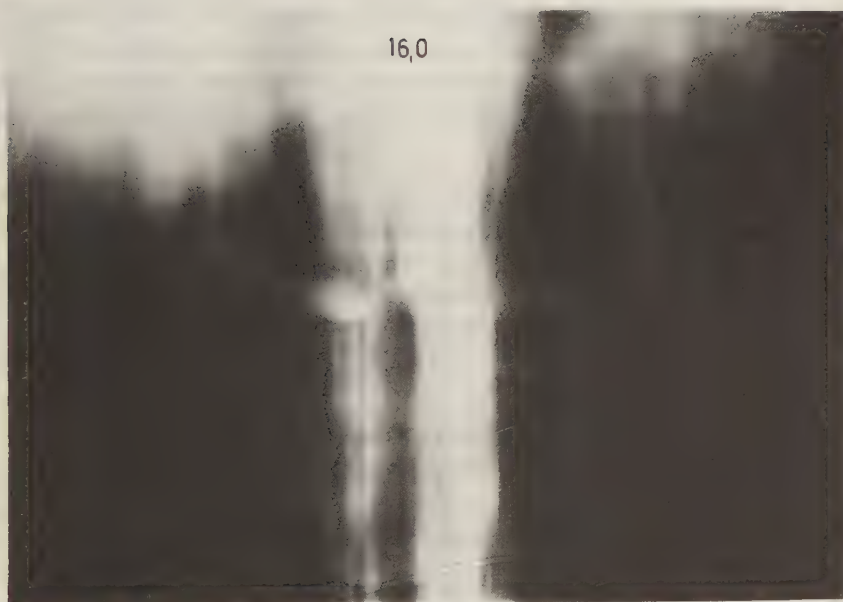


Abb. 26.b.

Abb.26.: Patient E.F., 44 Jahre, 81 kg.

Abgebildet ist bei Abb. 26.a. Schicht 2 (15 cm)  
und bei 26.b. Schicht 3 (16 cm).

Arteriosklerotische Nierenarterienstenose rechts.  
Das Frühurogramm war positiv, eine Hypertonie  
besteht seit 6 Monaten.

## 2.5. Diskussion und Schlußfolgerung.

Bei 343 Patienten konnten 739 Nierenarterien gesehen werden, dies ist eine beachtlich große Zahl. Zum Teil sind also auch Polararterien sichtbar. Trotzdem muß aber angenommen werden, daß einige Arterien übersehen worden sind. Eine Überprüfung der Anzahl wäre erst am Sektionstisch oder mit der Katheterangiographie möglich; diese Überprüfung ist Gegenstand einer weiteren Untersuchung.

Man kann jedoch davon ausgehen, daß die Mehrzahl der Nierenarterien wohl gesehen werden kann. Bei der Verteilung der Nierenarterienstenosen auf die Anzahl der Nierenarterien muß auch die Mehrzahl der Nierenarterienstenosen in dem Kollektiv der gesehenen Nierenarterien enthalten sein. Folgende Ursachen sind für eine schlechtere Beurteilbarkeit möglich:

- a. Überlagerung durch Wischschatten (z.B. Wirbelkörper, spondylotische Randzacken).
- b. Torsion der Aorta.
- c. Mehrgefäßversorgung. Die Nierenarterien sind dabei oft dünner. Polararterien, die von der tiefen abdominellen Aorta abgehen, liegen oft außerhalb der Schicht.
- d. Flauer Kontrast, z.B. bei Adipositas oder ungünstiger Zeitwahl, so daß der Gipfel des injizierten Bolus nicht getroffen wird.
- e. Dystope Nierenlage oder Anomalien (z.B. Hufeisenniere).

Im höheren Alter können weniger der sichtbaren Nierenarterien lückenlos beurteilt werden. Dies ist in den obigen Punkten a. und b. begründet.

Die Segmentarterien können nicht beurteilt werden, jedoch

sind Stenosen an den Segmentarterien äußerst selten.

Bei der Darstellung der Nierenarterienstenosen spielt die poststenotische Dilatation eine wichtige Rolle (siehe Abb. 26.). Das Lumen des stenotischen Gefäßabschnittes ist oft nicht zu sehen, wenn die Stenose gerade genau zwischen zwei Schichten liegt und dort der Durchmesser der Nierenarterie unter Umständen nur 1 - 2 mm beträgt (siehe Abb. 24.).

Auch besteht die Möglichkeit, Stenosen, die nicht zirkulär angeordnet und hämodynamisch kaum wirksam sind, sondern nur an der dem Film zugewandten Seite der Arterie gelegen sind, zu übersehen. Allerdings besteht diese Schwierigkeit auch bei der Katheterangiographie.

Die Prävalenz von ca. 6 % Nierenarterienstenosen (22 bei 343 Patienten) in dem untersuchten Krankengut entspricht nicht der Prävalenz von Nierenarterienstenosen bei einem unselektionierten Krankengut, die nach BERGLUND (36) unter 1 % liegt.

Das hier untersuchte Patientengut ist vorselektioniert, da viele Patienten von der Universitätsaugenklinik (bei Fundus hypertonicus) und der Angiologischen Ambulanz mit Hypertonus untersucht worden sind. In diesem Krankengut sind Nierenarterienstenosen sicher häufiger zu finden.

In den meisten Fällen ist es möglich, die Nierenarterien im Angiotomogramm lückenlos zu beurteilen. Die Untersuchungsmethode verspricht bei guter technischer Durchführung ein hohes Maß an Aussagekraft und ist somit als Screening-Verfahren bei der Abklärung der arteriellen Hypertonie zu empfehlen.

# IV. K O S T E N V E R G L E I C H .

Die anfallenden Kosten für das konventionelle AUG und für das AUG mit Angiotomographie sind in Tabelle 8. einander gegenüber gestellt. Die Preise sind ungefähre Angaben auf dem Stand von Dezember 1979 in DM.

|                       | AUG mit Angio-<br>tomographie |       | Konventionelles<br>AUG mit FUG |       |
|-----------------------|-------------------------------|-------|--------------------------------|-------|
|                       | Menge                         | Preis | Menge                          | Preis |
| Filme 24 x 30 cm      | 8                             | 17,60 | 5                              | 11,-- |
| Filme 35 x 43 cm      | 2                             | 10,-- | 2                              | 10,-- |
| Kontrastmittel        | 60ml                          | 26,-- | 60ml                           | 26,-- |
| Spritze               | 1                             | 1,20  | 1                              | 1,20  |
| Verbindungsschlauch   | 83cm                          | 1,85  | -                              | --    |
| Plastikkanüle         | 1                             | 3,--  | -                              | --    |
| Injektionsnadel       | -                             | --    | 1                              | 0,05  |
| Decholin <sup>R</sup> | 2ml                           | 0,30  | -                              | --    |
| Summe                 | DM 59,95                      |       | DM 48,--                       |       |

Tab. 8.: Kostenvergleich AUG mit Angiotomographie -  
konventionelles AUG.

Die Kosten für das AUG mit Angiotomographie belaufen sich auf rund DM 60.-- und sind somit um etwa DM 12.-- höher als die für das normale AUG. Bei Verwendung von Radioisotopen zur Kreislaufzeitbestimmung wird die Differenz noch etwas größer. In Anbetracht des diagnostischen Mehrwertes und der Ersparnis von Strahlenbelastung für den Patienten ist die Mehrausgabe für die Angiotomographie in jedem Falle sinnvoll und vertretbar.

Nicht zuletzt muß bedacht werden, daß vielen Patienten nach einer AUG mit Angiotomographie eine Renovasographie erspart werden kann, was eine erhebliche Kosteneinsparung bedeutet.

## V. D I S K U S S I O N .

=====

Nach dem Teil A. der Arbeit, welcher die theoretischen Bedingungen, unter denen die Darstellung der Nierenarterien nach intravenöser Injektion des Kontrastmittels in eine Armvene optimal möglich sein müßte, untersucht hat, zeigte der klinische Teil B., daß bei 343 Patienten 739 Nierenarterien gesehen werden konnten. Bei etwa 50 Patienten konnte somit sogar eine Mehrgefäßversorgung festgestellt werden (14,5 %). Da in der Literatur angegeben wird, daß ca. 20 bis 30 % aller Menschen eine Mehrgefäßversorgung der Nieren aufweisen (12 und 46), ist anzunehmen, daß einige Arterien übersehen worden sind. Bei den möglicherweise übersehenen Arterien handelt es sich jedoch nicht um die Nierenhauptarterien an typischer Stelle, sondern höchstens um kleine Polararterien, die z.B. atypisch von der Arteria iliaca communis abgehen.

### V.1. Renovaskuläre Hypertonie.

Eine zuverlässige Darstellung der Nierenarterien ist insbesondere im Hinblick auf die arterielle Hypertonie wünschenswert. Die Hypertonie ist eine Erkrankung unserer Zeit mit hoher Morbidität. In den USA sind 18 - 28 % der Bevölkerung an Hypertonie erkrankt, in der Bundesrepublik Deutschland sind es bei den Rentenbewerbern 26 % (29).

Der Anteil der renovaskulären Form an der Hypertonie wird mit 1 - 6 % angegeben (1 und 66). Sie ist damit zwar nicht sehr häufig, sie ist aber die häufigste heilbare sekundäre Hypertonieform.

Die renovaskuläre Hypertonie unterscheidet sich in ihrem Erscheinungsbild kaum von dem der essentiellen Hypertonie.

Sie entwickelt sich v.a. auf dem Boden einer Stenose, eines Verschlusses oder eines Aneurysmas der Nierenarterien (30).

Zur Pathogenese wird nach SIEBERTH angenommen (56):

- Stimulation des Renin - Angiotensin - Systems.
- Vermehrte Natriumretention durch sekundären Aldosteronismus.
- Verstärktes Ansprechen auf normale Pressormechanismen.
- Verminderte Ausscheidung und verminderter Abbau von extrarenalen Pressorsubstanzen.
- Mangelnde Produktion von Vasodilatoren (Prostaglandine?).
- Verminderte Ansprechbarkeit der Barorezeptoren.
- Vaskuläre Veränderungen durch den Hypertonus.

Bei schwerer oder maligner Hypertonie findet man bei bis zu 30 % der Erkrankten eine Nierenarterienstenose (13).

HOLLEY fand in einer pathologischen Studie bei 39 Hypertonikern in 20,5 % mäßige und in 56,4 % starke Nierenarterienstenosen (34), bei normotonen Patienten fand er ebenfalls Nierenarterienstenosen, wenn auch in geringerer Anzahl. Die meisten Stenosen befinden sich im proximalen Drittel der Nierenarterie, nahe dem Abgang von der Aorta abdominalis (33, 34).

Im Allgemeinen galt die Suche nach Nierenarterienstenosen im Alter über 50 Jahre als überflüssig, da eine chirurgische Therapie nicht mehr indiziert war. Seit Einführung der perkutanen, transluminalen Angioplastik (PTA) (16) und ihrer methodischen Erweiterung zur risikoarmen Behandlung von Nierenarterienstenosen (31, 35, 36), ist das Lebensalter kein limitierender Faktor mehr für eine gezielte Diagnostik und Therapie der Nierenarterienstenosen.

Das AUG mit Frühurogramm und Spätaufnahmen kann nur im Seitenvergleich indirekte Hinweise auf eine Einengung der Nierenarterien geben. Die Treffsicherheit wird mit Zahlen zwischen 36 % und 78 % angegeben (1, 8, 42, 63, 66). Zusätzlich sind falsch positive Befunde möglich.

Als wichtigstes Kriterium des Frühurogrammes wird die seitendifferente Ausscheidung des KM angesehen. Die Dauer der seitendifferenten Ausscheidung ist vom Grad der Stenosierung und von der Kollateralenbildung abhängig. Nach den Angaben in der Literatur steigt die Treffsicherheit mit dem Grad der Stenose an (7, 45).

Patienten mit renovaskulärer Hypertonie haben eine auffallend kurze Anamnese, nach SIMON (59) bei 24 % der Patienten kürzer als ein Jahr. Damit wäre es möglich, daß zum Zeitpunkt der Diagnostik in Einzelfällen die Nierengröße noch unverändert ist.

Beidseitige Nierenarterienstenosen bedingen im Frühurogramm meist ein negatives Ergebnis. Im größeren Kollektiv liegt die Anzahl der Patienten mit doppelseitigen Nierenarterienstenosen zwischen 17 und 31 % (8, 14, 22).

Das AUG sollte in der Hypertoniediagnostik nur dann eingesetzt werden, wenn eine möglichst hohe Ausbeute als sicher gilt (66). Zweifel am konventionellen AUG als Screening - Methode lassen Kosten - Nutzenüberlegungen aufkommen (3). Inwieweit sich die Meinung aufrecht erhalten läßt, zunächst medikamentös zu behandeln und erst dann nach der Ursache einer Hypertonie zu fahnden, wenn sich der Blutdruck nicht auf normale Werte einstellen läßt, bleibt in Anbetracht der Möglichkeit der PTA dahingestellt.

Die einzige Möglichkeit, Nierenarterien zu sichern, ist die Angiographie. Sie wird aber in der Regel nur durchgeführt,

wenn

- der Bluthochdruck medikamentös nicht einstellbar ist,
- es sich um junge Patienten handelt,
- eine chirurgische Therapie noch erfolgversprechend zu sein scheint.

Durch die PTA wurde die Indikation zur Angiographie erweitert.

Das hier beschriebene AUG mit Gefäßdarstellung bietet eine realistische Möglichkeit, eine große Anzahl von Hochdruckkranken einer gezielten Diagnostik bezüglich Nierenarterienstenosen zuzuführen.

Ich schließe mich der Meinung ZIEGLERS (70) an, das AUG als Bestandteil der Basisdiagnostik bei der Hypertonie zu werten. Das AUG mit Angiotomogramm liefert schon eine zusätzliche Information für die weiterführende Diagnostik.

#### V.2. AUG mit Angiotomographie.

Um eine breite und routinemäßige Anwendung zu ermöglichen, soll der Rahmen des AUG mit der Methode zur morphologischen Darstellung der Nierenarterien nicht gesprengt werden, wie dies z.B. bei der von FISCHER (21) beschriebenen Untersuchungstechnik der Fall ist.

Dazu müssen folgende Bedingungen im Vergleich zum konventionellen AUG erfüllt werden:

- a. Die Strahlenbelastung für den Patienten soll nicht größer werden.

Dies wird durch die Simultantomographie bei nur einer

Exposition möglich. Allerdings setzt das eine exakte Bestimmung der Kreislaufzeit voraus.

b. Die Menge des verwendeten KM soll nicht erhöht werden.

Um die Gefäße nach intravenöser Injektion des KM trotzdem sehen zu können, wird die Bolusinjektion gewählt.

c. Die Kosten sollen nicht höher werden (dazu siehe Kapitel IV., Seite 90).

d. Für die Untersuchung soll die Anwesenheit eines Arztes genügen.

e. Die Untersuchung soll auf demselben Untersuchungstisch möglich sein.

Dem Ziel, diese Punkte schrittweise zu analysieren, diene der Teil A. dieser Arbeit (siehe auch die Diskussionen zu den Abschnitten A.1.5. Seite 29, A.2.5. Seite 38, A.3.5. Seite 47, A.4.5. Seite 61 und Kapitel IV Seite 90).

Bei direkter Darstellung der Nierenarterienstenosen im Angiotomogramm erlaubt dies für den Patienten ein schonenderes Vorgehen: der angiographische Kathetereingriff kann gleich so geplant werden, daß ergänzende Angiographie zur Diagnostik, intrarterielle Druckmessung über die Stenose und PTA in einer Sitzung erfolgen kann (INGRISCH 35 und 36).

### V.3. Klinischer Teil.

Bei 343 Patienten konnten 739 Nierenarterien gesehen werden. Der größte Teil, nämlich 83 % war lückenlos, d.h. vom Abgang von der Aorta bis zur Segmentarterienaufzweigung abgrenzbar. Eine entsprechende Auswertung, die die lückenlose Darstellung berücksichtigt, liegt in den vorne erwähnten Literaturstellen nur bei DARDENNE (11) vor. Er sieht bei 67 % der Patienten

die Nierenarterien, wobei gesagt werden muß, daß die Kreislaufzeit geschätzt und zur Darstellung der Nierenarterien die Einzeltomographie benützt worden ist. Aus diesen Gründen kann das Ergebnis in Frage gestellt werden, wie aus dem theoretischen Teil A. dieser Arbeit hervorgeht.

Der klinische Teil B. dieser Arbeit diene vor allem dazu, zu zeigen, daß Nierenarterien und Nierenarterienstenosen gesehen werden können. Zur Überprüfung der Sensitivität und der Spezifität der Methode ist selbstverständlich eine vergleichende Studie mit der Katheterangiographie notwendig. Diese Studie ist zur Zeit in Arbeit.

Beim AUG mit Angiotomogramm kommen falsch positive und falsch negative Befunde nicht vor, wenn die Nierenarterien in ihrer ganzen Länge beurteilbar sind und wenn die Aufnahmen technisch einwandfrei sind. Ist das nicht der Fall, so sollte keine Aussage gemacht werden. Konsequenterweise wird in diesem Falle die Untersuchung wiederholt oder der Patient der Katheterangiographie zugeführt.

Die positive Reaktion der Überweisenden Kliniker auf das bei der Mehrzahl der Patienten befriedigende Ergebnis der Untersuchungsmethode läßt folgende Indikationen für das Ausscheidungsurogramm mit Angiotomographie als wichtig erscheinen:

- Diagnostik bei Hypertonie zum Ausschluß oder zum Nachweis von Nierenarterienstenosen.
- Abklärung der Beziehung der Nierenarterien zu einem bereits im Sonogramm oder Computertomogramm diagnostizierten Bauchaortenaneurysma.
- Verdacht auf einen Nierenarterienverschluß
  - a. akut durch Embolie
  - b. chronisch, insbesondere bei der Differential-

diagnose "kleine Niere" (z.B. im Sonogramm).

- Verlaufskontrollen bei Nierenarterienstenosen, insbesondere nach Operation oder perkutaner transluminaler Angioplastik (PTA).

Die Bolusinjektion des Kontrastmittels ist außerdem immer dann indiziert, wenn ein optimales vaskuläres Nephrogramm gewünscht wird (53 und 69).

## VI. ZUSAMMENFASSUNG.

Die vorliegende Arbeit beschreibt im Teil A. die theoretischen Grundlagen eines Verfahrens zur direkten Darstellung der Nierenarterien im Rahmen des Ausscheidungsurogrammes. Im Teil B. wird die praktische Erfahrung an Hand einer Auswertung von 343 Ausscheidungsurogrammen mit Angiotomographie dargelegt.

Im Rahmen des AUG können Aorta und Nierenarterien bis zur intrarenalen Aufzweigung dargestellt werden, wenn das Kontrastmittel (1 ml/kg Körpergewicht, maximal 60 ml) mit einem Flow von 10 bis 20 ml/s injiziert wird. Voraussetzung für die Erfassung der Gefäßphase mit einer Einzelbelichtung ist die exakte Bestimmung der individuellen Kreislaufzeit zwischen Armvene und Aorta abdominalis. Die Darstellung der Gefäße erfolgt mit der Simultantomographie.

Im experimentellen Teil der Arbeit wurde durch Phantomuntersuchungen und mikrodensitometrische Messungen die Kontrastmittelkonzentration in den Nierengefäßen nach intravenöser Bolusinjektion vorher bestimmt. Daraus wurde gefolgert, daß zur Darstellung der Nierenarterien die Tomographie am besten geeignet wäre. Nach einer weiteren Untersuchung über den Verlauf der Nierenarterien an 100 Computertomogrammen wurde der Schichtumfang mit 4,5 cm bestimmt. Daraus wurde gefolgert, daß die Tomographie bei der kurzen Kontrastmittelpassage nur als Simultantomographie in Frage kommt.

Weitere Phantomuntersuchungen ermittelten den optimalen Schichtabstand, welcher zur Darstellung der Nierenarterien erforderlich ist.

Bei 180 Patienten wurde die Kreislaufzeit Armvene - Aorta abdominalis genau mit der Radioisotopenmethode gemessen. Die Streubreite reichte dabei von 9 - 22 Sekunden. Eine Einzelbelichtung der Filme zur Darstellung der Nierenarterien ist also nur nach genauer individueller Bestimmung der Kreislaufzeit möglich.

Im klinischen Teil B. zeigte die Auswertung von 343 Tomogrammen, daß 739 Nierenarterien gesehen werden konnten, davon 83 % lückenlos vom Abgang von der Aorta bis zur Aufzweigung in die Segmentarterien.

Die Nebenwirkungen der Bolusinjektion des Kontrastmittels bei 212 Patienten wurden ausgewertet. Die Bedeutung des Ausscheidungsurogrammes mit Angiotomographie für die Abklärung der Hypertonie wird diskutiert.

VII. L I T E R A T U R N A C H W E I S .

- =====
1. Arlart J., W. Adam, F. Nobbe, J. Vollmar, H.E. Franz:  
Zur modernen Diagnostik des renovaskulären Hochdrucks.  
Therapiewoche 52 (1974), 6118 - 6120.
  2. Aspelin P., H. Schmid-Schönbein:  
Effect of ionic and non-ionic contrast media on blood  
rheology.  
9<sup>th</sup> Europe Conf. Microcirculation, Antwerpen 1976,  
Bibl. Anat. No.16, 517 - 521.
  3. Bailey S.M., D.W. Evans, H.A. Fleming:  
Intravenous urography in investigation of hypertension.  
Lancet July 12 (1975), 57 - 58.
  4. Beeckman P., W. van Damme, W.S. Rayal:  
Intravenous, vascular, arterial nephrozonography.  
J Belge Rad 57 (1974), 81 - 87.
  5. Berg G.R., A.M. Hutter, R.C. Pfister:  
Electrocardiographic abnormalities associated with intra-  
venous urography.  
New Engl J Med 289 (1973), 87 - 88.
  6. Bernstein E.F., R.H. Greenspan, M.K. Locken:  
Intravenous abdominal aortography.  
Surgery 44 (1958), 529 - 535.
  7. Bookstein J.J., H.L. Abrams, R.E. Buenger et al.:  
Radiologic aspects of renovascular hypertension. Part 2.  
JAMA 220,9 (1972), 1225 - 1230.
  8. Bookstein J.J., H.L. Abrams, R.E. Buenger et al.:  
Radiologic aspects of renovascular hypertension. Part 3.  
JAMA 221,4 (1972), 368 - 374.
  9. Cecile J.P., A. Guaquierre, C. Wallaert:  
Interêt du temps artériel de l'urographie dans le bilan  
radiologique de l'hypertension artérielle.  
Ann Radiologie 19,7 (1976), 655 - 662.

10. Cusmano J., J. Gallagher:  
Single arm, percutaneous, intravenous aortography.  
Am J. Roentgenol 89 (1963), 269.
11. Dardenne A.N., P. Bodart:  
Fast injection intravenous nephro-urography. Technique  
and results.  
J Belge Rad 60 (1977), 239 - 248.
12. Davies E.R., D. Sutton:  
Hypertension and multiple renal arteries.  
Lancet I (1965), 341 - 343.
13. Davis B., J.E. Crook, R.E. Vestal, J.A. Oates:  
Prevalence of renovascular hypertension in patients  
with grade III or IV hypertensive retinopathy.  
New Engl J Med 301,23 (1979), 1273 - 1274.
14. Denecke H.:  
Renovaskulärer Hochdruck. Klinische Untersuchungen zur  
Spätprognose nach operativer Behandlung und tierexpe-  
rimentelle Studien zu intrazellulären Elektrolytkonzen-  
trationen.  
Habilitationsschrift Universität München 1979.
15. Deuticke P., F. Lautenberger:  
Die Röntgenuntersuchung der Niere und des Harnleiters  
in der urologischen Diagnostik.  
Werk-Verlag Dr. Banaschewski München-Gräfelfing (1974).
16. Dotter C.T., M.P. Judkins:  
Description of a new technique and a preliminary report  
of its application.  
Circulation 30 (1964), 645.
17. Dure-Smith P., M. Simenhoff, P.D. Zimskind, M. Kordoff:  
The bolus - effect in excretory urography.  
Radiology 101 (1971), 29 - 34.
18. Dure-Smith P.:  
The dose of contrast-medium in intravenous urography:

- A physiological assessment.  
Am J Roentgenol 108,4 (1970), 691 - 697.
19. Fenlon J.W., R.J. Stanley, P.R. Koehler, J.M. Taveras:  
Angiotomography: Integrated laminagraphy and selective  
renal angiography.  
Radiology 106 (1973), 454 - 456.
20. Fischer H.W.:  
Hemodynamic reactions to angiographic media.  
Radiology 91 (1968), 66.
21. Fischer K., C. Jacot:  
Die intravenöse Urographie mit Aortogramm unter Verwen-  
dung eines Kontrastmittels geringer Osmolalität.  
Röntgen Bl. 33 (1980), 496 - 500.
22. Foster F.H., H.H. Maxwell, S.S. Franklin et al.:  
Renovascular occlusive disease. Results of operative  
treatment.  
JAMA 231 (1975), 1043.
23. Freyschmidt J., K. Rittmeyer:  
Experimentelle Untersuchungen zur Auflösung von Detail-  
größen und -kontrasten im Angiotomogramm.  
Fortschr Röntgenstr 123,3 (1975), 262 - 267.
24. Freyschmidt J., K. Rittmeyer:  
Möglichkeiten und Grenzen der Gefäßdarstellung im  
Angiotomogramm in Abhängigkeit von Detailkontrast  
und -größe, sowie von der Lagebeziehung zwischen  
Detail und Schichtrichtung.  
Fortschr Röntgenstr 123,4 (1975), 301 - 307.
25. Friedzell G., T. Greitz:  
Apparatus for serial angiotomography.  
Brit J Radiol 39 (1966), 811 - 816.
26. Ganong W.F.:  
Lehrbuch der medizinischen Physiologie.  
Springer Verlag Berlin, Heidelberg, New York (1974)  
3. Aufl.

27. Gebauer A., E. Muntean, E. Stutz, H. Vieten:  
Das Röntgenschnittbild.  
Georg Thieme Verlag Stuttgart (1959), 18 - 21.
28. Gilgenkrantz J.M., M. Fays, W. Groussin:  
Orientation des indications de l'arteriographie renale  
grâce au temps artériel de l'U.I.V.  
Arch.Mal.Coer 70,1 (1977), 33 - 37.
29. Gross R., P. Schölmerich:  
Lehrbuch der Inneren Medizin.  
F.U. Schattauer Verlag, Stuttgart, New York (1977),  
5. Aufl., 359.
30. wie oben, Seite 367.
31. Grüntzig A., W. Vetter, U. Kuhlmann et al.:  
Treatment of renovascular hypertension with percutaneous  
transluminal dilatation of a renal artery stenosis.  
Lancet I (1978), 801 - 802.
32. Harris A.P., J.H. Allen, P.P. Porch:  
Intravenous renal arteriography.  
J Urology 85,3 (1961), 377 - 380.
33. Heberer G., G. Rau, W. Schoop:  
Angiologie.  
G. Thieme Verlag Stuttgart (1974), 2. Aufl., 506.
34. Holley K.E., J.C. Hunt, A.L. Brown, et al.:  
Renal artery stenosis.  
Am J Med 37 (1964), 14 - 22.
35. Ingrisch H., H. Holzgreve, H. Middeke, K.W. Frey:  
Neues diagnostisches und therapeutisches Konzept bei  
renovaskulärer Hypertonie.  
Verhandlungen der Deutschen Gesellschaft für Innere  
Medizin. 86. Kongress Wiesbaden 13.-17.4.1980.
36. Ingrisch H., H. Holzgreve, H. Middeke, K.W. Frey:  
Moderne röntgenologische Diagnostik und Therapie des  
Hochdrucks bei Nierenarterienstenosen.

Klin W Schr 58 (1980), 1105 - 1115.

37. Jacobi G.H.:

Urologische Diagnostik. In: Urologie von J.E.Altwein.  
Ferdinand Enke Verlag Stuttgart 1979.

38. Jensen N., S. Dorph:

Adverse reactions to urographic contrast medium. Rapid  
versus slow injection rate.

Brit J Radiol 53 (1980), 659 - 661.

39. Kramann B., N. Christen:

Die transvenöse Xero-Arteriographie der Extremitäten.  
Dt Med W Schr 102 (1977), 1031 - 33.

40. Kröpelin T.:

Persönliche Mitteilung vom 21.10.1980.

41. Lissner J., et al.:

Radiologie II.

F. Enke Verlag Stuttgart (1979), 469.

42. Lohmann F.W., T. Dissmann, R. Gotzen:

Die Bedeutung des i.v. Pyelogramms für die Funktions-  
diagnostik bei Hypertoniepatienten mit Nierenarterien-  
stenosen. Verhandlungen der Dt. Gesellschaft für Innere  
Medizin.

80. Kongress Wiesbaden 21.-25.4.1974.

43. Nadjmi M.:

Zerebrale Gefäße im Angiotomogramm.

G. Thieme Verlag Stuttgart 1977.

44. Netter F.H.:

The Ciba collection of medical illustrations.

Band 2: Niere und Harnwege.

G. Thieme Verlag Stuttgart 1976.

45. Pemsel H.K., M. Thermann:

Das Fröhurogramm bei experimenteller akuter Stenosierung  
der Nierenarterie.

Fortschr.Röntgenstr. 128,6 (1978), 713 - 719.

46. Peter L.:  
Multiplizität der Nierenarterien bei sogenannter  
essentieller Hypertonie.  
Virchows Arch Pathol Anat 337 (1964), 452 - 458.
47. Ring J.:  
Die Problematik der Kontrastmittelüberempfindlichkeit.  
Dtsch Med W Schr 104 (1979), 517 - 524.
48. Rocca P., G. Rosadini:  
Tecnica di angio-stratigrafia cerebrale.  
G Psichiat Neuropat 88 (1960), 371 - 384.
49. Rockoff S.D., W.A. Camp:  
The subtraction - technique: Experiences with application  
to transfemoral renal arteriography.  
Am J Roentgenol 88, 6 (1962), 1171 - 1173.
50. Rothenberger K., J. Ring:  
Das Wiederholungsrisiko von Kontrastmittelreaktionen  
bei der Urographie.  
Fortschr Med 97 (1979), Nr. 33, 1429 - 1432.
51. Rutishauser W., H.P. Krayenbühl, P. Wirz:  
Herz. In: W. Siegenthaler, Klinische Pathophysiologie.  
G. Thieme Verlag Stuttgart (1976), 3. Aufl., 542.
52. wie oben, Seite 548.
53. Sablayrolles J.-L., F. Joffre, J. Ecoiffier, J.-M. Suc,  
J. Putois:  
Etude systématique des temps néphrographiques de  
l'uurographie intraveineuse.  
Annales de Radiologie 18 (1975), 543 - 558.
54. Saenger E.:  
Evaluation of diseases of the thyroid gland with the in  
vivo use of radionuclides.  
J Nuc.Med. 19 (1978), 107.
55. Sendel A., G. Schwander:  
Die intravenöse Nephropyyelographie in der urologischen  
Praxis.  
Zeitschr. f. Urologie, Heft 5 (1965), 324 - 333.

55. Sieberth H.G.:  
Renale Hypertonie. In: Gross, P. Schölmerich, Lehrbuch  
der Inneren Medizin.  
F.K. Schattauer Verlag Stuttgart (1977), 5. Aufl., 878.
56. Siemens A.G., Bereich Medizinische Technik Erlangen:  
Daten R 76. Bestellnr. MR 76/7073.444.
57. Siggers R.:  
Early physiologic nephro-urography as a test of kidney  
function.  
Radiology 77 (1961), 452 - 457.
58. Simon N., S.S. Franklin, K.H. Bleifer, M.H. Maxwell:  
Clinical characteristics of renovascular hypertension.  
JAMA May 29 (1972), Vol. 220,9 , 1209 - 1218.
59. Steinberg J., N. Finby, J.A. Evans:  
A safe and practical intravenous method for abdominal  
aortography, peripheral arteriography, and cerebral  
angiography.  
Am.J.Roentgenol. 82 (1959), 758.
60. Stieve F.E.:  
Bevorzugte Darstellung einzelner Körperschichten. In:  
Handbuch der Medizinischen Radiologie Band III.  
Springer Verlag Heidelberg (1967), 861.
61. wie oben. Seite 740.
62. Stolle E., R. Gotzen, M. Khalil:  
Der Wert des Frühurogramms bei der Abklärung einer  
arteriellen Hypertonie.  
Fortschr Röntgenstr 127,3 (1977), 238 - 242.
63. Teschendorff W., W. Lenz:  
Röntgenologische Differentialdiagnostik. Band II:  
Erkrankungen der Bauchorgane.  
G. Thieme Verlag Stuttgart (1978) 5. Aufl., 332.
64. Thurn P.:  
Angiokardiographie. In: Lehrbuch der Röntgendiagnostik  
von H.R. Schinz, W.E. Baensch, W. Frommhold, R. Glauner,  
E. Uehlinger, I. Wellauer (Hrsg.)  
G. Thieme Verlag Stuttgart 1965.

65. Vetter W., H. Vetter, U. Kuhlmann et al.:  
Klinik, Diagnostik und Therapie der renovaskulären  
Hypertonie.  
Schweiz. Med. WSchr. 109 (1979), 384 - 394.
66. Waldeyer A., A. Mayet:  
Anatomie des Menschen. Band I.  
W. de Gruyter Verlag Berlin 1976, 13. Aufl.
67. Weingard D., T. Kröpelin:  
Die Schnellinjektion bei der Ausscheidungsurographie.  
Röntgenblätter 28 (1975), 291 - 297.
68. Witten D.M., G.H. Myers, D.C. Utz:  
Clinical urography.  
W.B. Saunders Comp. Philadelphia (1977).
69. Ziegler M., G.J. Mast:  
Urologische Aspekte der renalen Hypertonie.  
In: J. Rosenthal, Arterielle Hypertonie.  
Springer Verlag Heidelberg (1980), 208.

VIII. D A N K S A G U N G .

=====

Danken möchte ich Herrn Prof. Dr. K.W. Frey, Direktor der Zentralen Röntgenabteilung der Poliklinik der Universität München für die freundliche Überlassung des so interessanten und fruchtbaren Themas.

Mein sehr herzlicher Dank ergeht an Herrn Dr. med. H. Ingrisch, Oberarzt der Zentralen Röntgenabteilung, der mir jederzeit mit Ratschlägen und Denkanstößen zur Verfügung stand, der mir die Benutzung der Geräte und des Materials ermöglichte, ohne den diese Arbeit sicher nicht in der Form machbar gewesen wäre.

Ebenso sage ich Herrn Dipl. Phys. M. Schätzl, Klinikum Großhadern, für seine Mithilfe bei der Mikrodensitometrie und deren Auswertung ein herzliches Dankeschön.

- - -

## Lebenslauf

Am 15. Januar 1954 wurde ich als vierter Sohn des Schuhfabrikanten Karl Binder und seiner Frau Martha, geb. Storz in Neuhausen ob/Eck geboren.

Von 1961 bis 1965 besuchte ich die Christliche Gemeinschaftsschule in Neuhausen, von wo aus ich im Frühjahr 1965 auf das mathematisch - naturwissenschaftliche, neusprachliche Gymnasium in Tuttlingen überwechselte.

Am 29.5.1974 legte ich dort die Reifeprüfung mit dem Grossen Latinum ab.

Vom 1.7.1974 bis zur Zulassung zum Medizinstudium zum Sommersemester 1976 an der Universität München gehörte ich der Bundeswehr als Reserveoffiziersanwärter im Sanitätsdienst an.

Das gesamte Studium absolvierte ich an der Universität München. Die Ärztliche Vorprüfung bestand ich im März 1978, den ersten Abschnitt der Ärztl. Prüfung im März 1979, den zweiten Abschnitt der Ärztl. Prüfung im März 1981 und den dritten Abschnitt der Ärztl. Prüfung im Frühjahr 1982.

Die Approbation wurde am 2. Juli 1982 erteilt.

Während des Studiums famulierte ich im Kreiskrankenhaus Freising, an der Sanitätsakademie der Bundeswehr und in der internistischen Gemeinschaftspraxis Dr. Scheidt/Dr. Kirchner in Unterschleißheim. Das Praktische Jahr absolvierte ich am Städt. Krankenhaus in Landshut (Innere Medizin), in der Chirurg. Universitätsklinik München Großhadern und am Städt. Krankenhaus München - Neuperlach (Gynäkologie).

## Einleitung

Im Jahre 1970 wurde das erste Mal ein Bericht über die

Ergebnisse der Untersuchungen über die Entwicklung der

in der Zeit 1970/71 veröffentlicht.

Die Ergebnisse der Untersuchungen über die Entwicklung der

in der Zeit 1970/71 sind in der Tabelle 1 dargestellt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen über die Entwicklung der

in der Zeit 1970/71 sind in der Tabelle 2 dargestellt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen über die Entwicklung der

in der Zeit 1970/71 sind in der Tabelle 3 dargestellt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen über die Entwicklung der

in der Zeit 1970/71 sind in der Tabelle 4 dargestellt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen über die Entwicklung der

in der Zeit 1970/71 sind in der Tabelle 5 dargestellt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen über die Entwicklung der

in der Zeit 1970/71 sind in der Tabelle 6 dargestellt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen über die Entwicklung der

in der Zeit 1970/71 sind in der Tabelle 7 dargestellt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen über die Entwicklung der

in der Zeit 1970/71 sind in der Tabelle 8 dargestellt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen über die Entwicklung der

in der Zeit 1970/71 sind in der Tabelle 9 dargestellt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen über die Entwicklung der

in der Zeit 1970/71 sind in der Tabelle 10 dargestellt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen über die Entwicklung der

in der Zeit 1970/71 sind in der Tabelle 11 dargestellt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen über die Entwicklung der

in der Zeit 1970/71 sind in der Tabelle 12 dargestellt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen über die Entwicklung der

in der Zeit 1970/71 sind in der Tabelle 13 dargestellt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen über die Entwicklung der

in der Zeit 1970/71 sind in der Tabelle 14 dargestellt.

Die Ergebnisse der Untersuchungen über die Entwicklung der

in der Zeit 1970/71 sind in der Tabelle 15 dargestellt.



